

**V Congreso Internacional
de Turismo para Todos**

**VI Congreso Internacional
de Diseño, Redes
de Investigación y
Tecnología para todos
DRT4ALL, 2015**



ORGANIZADOR



COLABORADORES



PATROCINADORES



ACTAS

**V Congreso Internacional de
Turismo para Todos**

+

**VI Congreso Internacional de
Diseño, Redes de Investigación
y Tecnología para todos
DRT4ALL, 2015**

**Madrid, 23,24 y 25 de septiembre de 2015
Fundación ONCE**

UNIVERSIDAD INTERNACIONAL DE ANDALUCÍA
SERVICIO DE PUBLICACIONES

Monasterio de Santa María de las Cuevas.

Calle Américo Vespucio, 2.

Isla de la Cartuja. 41092 Sevilla

www.unia.es

publicaciones.unia.es

© Universidad Internacional de Andalucía /Fundación ONCE, 2015

© Los autores, 2015

MAQUETACIÓN Y DISEÑO: Deculturas, S. Coop. And.

ISBN: 978-84-7993-277-0

DEPÓSITO LEGAL: SE 1324-2015

Contenido

• Presentación	13
– Comunicaciones V Congreso Internacional de Turismo para Todos	15
Panel: “Estrategias en Smart Destinations”	
• Plataforma tecnológica “Tenerife Accesible” <i>Dulce M. Torres Fragoso</i>	21
Panel: “Turismo colaborativo”	
• Las plataformas de economía colaborativa como una tendencia que fomenta el turismo colaborativo <i>Francisco Javier Aragón Cánovas y Vilma Nuñez Villanueva</i>	41
Workshop: “Organizaciones Nacionales de Turismo, experiencias y estrategias de implementación de Turismo para todas las personas, ENAT”	
• The Supply of Accessible Tourism Services in Europe and Pantou.org. The European Accessible Tourism Directory <i>Ivor Ambrose, Anna Grazia Laura, Spyros Michailidis and Katerina Papamichail</i>	67

Workshop: "Itinerarios"

- Way of Saint James in Catalonia For All 85
Diego J. González Velasco y Monika Oriol
- Camino de Santiago para todos 97
Francisco J. Sardón Peláez

Workshop: "Apps Turísticas en Destinos"

- Análisis de las aplicaciones móviles de destinos turísticos y su accesibilidad 115
Miguel Ángel Sánchez Jiménez
- Valencia: Turismo urbano libre de barreras 155
Rafael R. Temes Cordovez y Alfonso Moya Fuero

– Comunicaciones VI Congreso Internacional de Diseño, Redes de Investigación y Tecnología para todos DRT4ALL, 2015 173

Workshop: "Envejecimiento Activo"

- Una evaluación global sobre el estilo de vida: Propiedades psicométricas del cuestionario general de estilo de vida "GLQ" 181
Irene López-Fontana, Carole Castanier, Alexandra Perrot y Christine Le Scanff
- Proyecto Enred@te: red social digital para mayores y voluntariado de Cruz Roja Española 201
Ana Peñalver Blanco, Ana Arroyo Hernández, Estibaliz Ochoa Mendoza y Carlos Capataz Gordillo

- ACTIVE: Monitorización de la actividad para la detección de comportamientos anómalos en personas mayores 221
Juan Luis Carús, Sonia García, Alberto Fernández, Miguel Ángel Fernández, Gabriel Díaz y Eduardo Álvarez
- SociAAL: Un entorno 3D para la simulación de soluciones AAL 245
Jorge J. Gómez Sanz, Pablo Campillo Sánchez y Juan Pavón

Workshop: “Guiado y Ayuda a la movilidad”

- Integración de soluciones TIC para la movilidad y el aparcamiento: el proyecto SIMON 271
Alberto Ferreras, José Solaz, Eva María Muñoz y Manuel Serrano
- Human navigation assistance with a RGB-D sensor 285
J.J. Guerrero, A. Pérez-Yus, D. Gutiérrez-Gómez, A. Rituerto and G. López-Nicolás
- Sistemas de orientación en el interior edificios de concurrencia pública. Prototipo ISMO 313
Francisco Javier Coret Gorgonio, Javier Pérez Bou y Francisco Alcantud Marín

Workshop: “Interacción Persona-Computador”

- Diseño, Desarrollo y Evaluación de un Navegador Web basado en Potenciales P300 mediante Brain-Computer Interface Orientado a Personas con Grave Discapacidad 343
Víctor Martínez-Cagigal, Rebeca Corralejo, Javier Gómez-Pilar, Daniel Álvarez y Roberto Hornero

- Control de una Silla de Ruedas Robótica de Alto Rendimiento por Medio de Potenciales Evocados Visuales 369
Richard J. M. G. Tello, Carlos Torturella Valadão, Teodiano F. Bastos-Filho
- A High Performance Human-Computer Interface to Control a Robotic Wheelchair and an Intelligent Environment 391
Richard J. M. G. Tello, Alexandre Bissoli, Flavio Ferrara y Teodiano F. Bastos-Filho

Workshop: "Prótesis para la Mejora de la Calidad de Vida"

- CP-Walker: plataforma robótica para la rehabilitación de la marcha en niños con Parálisis Cerebral 417
C. Bayón, E. Rocon, R. Raya, O. Ramírez, M.D. del Castillo, J.I. Serrano y S. Lerma
- An Experimental Setup for In Vivo Electrophysiological Investigation in Retinal Prosthesis 433
Alejandro Barriga-Rivera, Calvin D. Eiber, Paul B. Matteucci, Spencer C. Chen, John W. Morley, Nigel H. Lovell & Gregg J. Suaning
- Diseño y evaluación de MB-ActiveKnee, una ortesis activa para rodilla 457
D. Sanz-Merodio, M. Cestari y E. García

Workshop: "Recursos Accesibles para Educación"

- Mejora de la accesibilidad mediante la personalización web: Implementación de *add-ons* para navegador y páginas web 477
José Antonio Gutiérrez Dueñas y Manuel Ortega-Moral
- Red Social de estudiantes ciber-voluntarios para enriquecer colecciones de recursos accesibles 501
Miguel Ángel Marqueta, Covadonga Rodrigo
- Prácticas Profesionales Virtuales para Estudiantes con Discapacidad 521
Isabel Santesmases Montalbán, Ignacio Rodríguez de Rivera Alemán, Alejandra Pereira Calvo, Ana Andreu Bueno, Nuria Navas López, Valentín Sama Rojo, Esther Sevillano Asensio y Juan Antonio Moriano León

Workshop: "Rehabilitación centrada en la Tecnología"

- Design and validation of a servomechanism for a pneumatic upper limb rehabilitation robot 541
Jorge A. Díez, Francisco J. Badesa, Arturo Bertomeu-Motos, Ricardo Morales, J.M. Sabater and Nicolas Garcia-Aracil
- Reconstrucción cinemática de las variables articulares del miembro superior en terapias asistidas por robots 561
Arturo Bertomeu-Motos, Ricardo Morales, Jorge A. Díez, Luis D. Lledó, Francisco J. Badesa y Nicolas Garcia-Aracil
- Implementación de un Sistema Interactivo para la Rehabilitación de Niños con Implante Coclear 583
Diana Janeth Lancheros-Cuesta, Laura Barbosa y Erika Parra

Otras tecnologías DRT4ALL

- MouseField. Técnica de ayuda al apuntamiento y selección en un interfaz persona-computador basado en el movimiento de cabeza para personas con parálisis cerebral 617
M.A. Velasco, A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres y E. Rocon
- Monitorización de ejercicios y procesos de rehabilitación mediante Microsoft Kinect 639
Miguel A. Laguna, Juan Hilario Ortiz y Miguel A. Tejero
- Interfaz gestual para el acceso a plataformas digitales y control de plataformas para el ocio 667
G. Hornero, E. Font, J. Tejedo, O. Casas
- A Multipurpose Robot for Aiding Mobility and Autistic Children Interaction 693
Carlos T. Valadão, Silas F. R Alves, Flavia Loterio, Christiane Goulart, Vivianne Cardoso, Teodiano Freire Bastos, Anselmo Frizera-Neto and Ricardo Carelli
- Proyecto Heliox: Entornos de Interacción Para la Diversidad Funcional 719
Mario Toboso, Roberto Feltrero y Bruno Maltras
- Nuevas tecnologías aplicadas al ocio terapéutico 739
Rocío Zaragoza Martín y María Costa Ferrer
- ASSIST: un sistema móvil de asistencia integral para personas con diversidad funcional intelectual 757
Javier Gómez y Germán Montoro

Presentación

La Fundación ONCE trabaja desde su creación para contribuir a la plena inclusión social de las personas con discapacidad, haciendo así efectivo el principio de igualdad de oportunidades y no discriminación.

Bajo el marco de “El papel de las nuevas tecnologías en la apuesta por un turismo accesible”, la Fundación ONCE ha decidido aunar esfuerzos y aprovechar las sinergias que se pueden generar organizando de manera conjunta el V Congreso Internacional de Turismo para Todos y el VI Congreso Internacional de Diseño, Redes de Investigación y Tecnología para Todos.

El auge del turismo como motor económico en España y los avances en la transmisión de la información a través de la tecnología suponen un paso adelante en términos de inmediatez y globalización. Esta combinación de tecnología y turismo puede facilitar la experiencia turística a personas con necesidades especiales, sin embargo, aún persisten ciertas barreras que dificultan el acceso a la información y a los servicios básicos.

Desde el paradigma de la Accesibilidad Universal y el Diseño para Todas las Personas, el turismo y las nuevas tecnologías

juegan un papel trascendental en el camino de la innovación, donde la inclusión se enmarque como factor de calidad.

Esta dicotomía es el punto de partida de ambos congresos que, para esta vez, se celebran de manera conjunta, conmemorando una década de tecnología y turismo para todas las personas.

Jesús Hernández-Galán
Director de Accesibilidad Universal e Innovación
Fundación ONCE

V Congreso Internacional de Turismo para Todos



Comité Científico

- **Ignacio Tremiño**, Director General de Políticas de Apoyo a la Discapacidad - Director del Real Patronato sobre Discapacidad.
- **Marina Diotalle**, Jefa del Programa Ética y Responsabilidad Social de la Organización Mundial del Turismo.
- **Antonio López de Ávila**, Presidente-Consejero Delegado Sociedad Estatal para la Gestión de la Innovación y las Tecnologías Turísticas, S.A., SEGITTUR.
- **Yolanda de la Fuente**, Vicerrectora de Igualdad, Cultura y Cooperación al Desarrollo, Universidad Internacional de Andalucía.
- **Simon Darcy**, Co-Director of Cosmopolitan Civil Societies Research Centre, Sidney University.
- **Noelia Cuenca**, Experta en Accesibilidad Universal.
- **Ivor Ambrose**, Director General de la Red Europea de Turismo Accesible, ENAT.



PANEL

**Estrategias en Smart
Destinations**

Plataforma tecnológica "Tenerife Accesible"

Dulce M. Torres Fragoso¹

Resumen: El Cabildo Insular de Tenerife, a través de la Sociedad Insular para la Promoción de las Personas con Discapacidad, Sinpromi S.L., trabaja para facilitar a la ciudadanía y a las personas que visitan la Isla, un entorno y unos servicios para todos, que conviertan a Tenerife en un referente en Turismo Accesible. En esta trayectoria para convertir Tenerife en un destino accesible, desarrolla la Plataforma tecnológica "**Tenerife Accesible**", como herramienta de análisis y evaluación del nivel de accesibilidad de las instalaciones de interés turístico, así como para la gestión y publicación de dicha información, imprescindible para la personas con movilidad y comunicación reducidas. Esta plataforma tecnológica ha supuesto un instrumento para la gestión y planificación de proyectos de accesibilidad en todo el ámbito insular, siendo uno de los recursos tecnológicos para incorporarse al Proyecto de Smart Island impulsado por el Cabildo de Tenerife.

Palabras clave: Tecnologías aplicadas al turismo, Interfaces y técnicas para facilitar el acceso a la información, Herramientas destinadas a la eliminación de barreras de accesibilidad vinculadas a los nuevos productos y servicios en turismo, Desarrollos tecnológicos, productos y servicios destinados a la promoción de la ac-

1 SINPROMI, S.L. C.e.: dulce.sinpromi@tenerife.es.

cesibilidad en turismo, Proyectos, estudios o desarrollo de nuevos productos turísticos accesibles (por ejemplo, itinerarios).

Abstract: *Cabildo Insular de Tenerife through his company "Sociedad Insular para la Promoción de las Personas con Discapacidad, SINPROMI S.L.", works to give an environment and services for all, that convert Tenerife on a national and international reference in Accessible Tourism. On this path to transform Tenerife in an accessible place, Sinpromi S.L. develops the technology platform "Tenerife Accessible" as a tool for analysis and assessment of the level of accessibility, and for the management and publication of such information, essential for the people with reduced mobility and communication. This technology platform has been an instrument for the management and planning of accessibility projects around the island area and it is one of the technological resources in "Smart Island Project", a plan promoted by Cabildo de Tenerife.*

1. Tenerife, una isla privilegiada

Tenerife es la mayor de las siete islas Canarias; la isla se encuentra a algo más de 300 Km del continente africano y a unos 1.300 Km de la Europa occidental. Tiene 2.034 Km² de superficie y una curiosa forma triangular, alzándose en su centro el gigantesco volcán del Teide, que con sus 3.718 metros de altura, es el pico más alto de España. Se encuentra en el área de transición entre las zonas subtropical y templada, beneficiándose de la llamada Corriente Fría de Canarias, que dulcifica extraordinariamente sus condiciones, y también de los refrescantes vientos alisios, tan apreciados para la navegación.

Tenerife tiene una población de 889.936 habitantes y administrativamente se divide en 31 municipios. El 48% de la superficie de la isla está constituido por territorio protegido, ocupando una superficie de 969,24 Km.

Estas condiciones climáticas, junto con la calidad de sus recursos naturales, han propiciado que Tenerife sea un destino turístico consolidado desde los años 60 y, desde entonces, la actividad turística ha sido el motor económico y social de la isla, siendo el 60% del PIB y el **destino elegido por 5.148.453 turistas en 2014**.

2. SINPROMI S.L., Sociedad Insular para la Promoción de las Personas con Discapacidad

El Cabildo Insular de Tenerife, administración pública local que representa al gobierno de la isla, órgano de gobierno exclusivo de las Islas Canarias, con amplias competencias en el territorio insular, constituye, en 1993, la Sociedad Insular para Promoción de las Personas con Discapacidad, SINPROMI, S.L.

Nuestra empresa nace con el objetivo de emprender iniciativas innovadoras encaminadas a lograr la plena participación y normalización de las personas con discapacidad en la sociedad, a través del desarrollo de los siguientes objetivos:

- **Fomentar y gestionar** programas de formación integral, orientación profesional e integración en el marco del empleo.
- **Implementar** el uso de las Nuevas Tecnologías como medio favorecedor para la integración de las personas con discapacidad.
- **Favorecer** la participación plena de las personas con discapacidad en la sociedad, potenciando el acercamiento a los recursos culturales y al disfrute del deporte, el turismo y el ocio.

- **Promover** la accesibilidad universal y la supresión de barreras físicas, proporcionando información y apoyo técnico a particulares y entidades públicas o privadas.

En el ámbito del turismo, mejorar la accesibilidad de las infraestructuras y servicios turísticos de la isla es una prioridad para esta Sociedad Insular y para el Cabildo de Tenerife, como factor esencial para garantizar la igualdad de uso a todas las personas, elevando la calidad de las mismas hasta la excelencia y, por tanto, la competitividad del destino.

Actualmente, SINPROMI cuenta con una plantilla de 190 trabajadores de los cuales el 47%, son personas con discapacidad.

SINPROMI S.L. como entidad pública dependiente del Cabildo de Tenerife, recibe un gran respaldo de la administración insular, lo que facilita acometer acciones y proyectos de cierta envergadura, complejos de ejecutar desde otras administraciones. Estas ventajas de actuación sobre el territorio insular permiten plantear diferentes estrategias de intervención para impulsar la accesibilidad universal y la supresión de las barreras físicas y de la comunicación.

3. Trabajando por la excelencia en la accesibilidad

3.1. El Cabildo como instrumento de acción para impulsar la accesibilidad universal

La estrategia establecida para alcanzar este objetivo se centra en garantizar el cumplimiento de los principios de accesibilidad universal en las acciones emprendidas y promovidas dentro de la propia institución insular (transversalidad), tomando acuerdos plenarios y herramientas internas de control que obligan a la supervisión de las actuaciones por parte de

SINPROMI, con el objeto de que no se realice nada que no sea accesible.

La labor de SINPROMI se centra en llevar a cabo acciones de control sobre el cumplimiento de la normativa de accesibilidad en las actuaciones de infraestructuras promovidas por la corporación insular, a fin de garantizar la incorporación de la accesibilidad universal desde el inicio del proyecto.

Estas acciones de control ejercen un efecto multiplicador de los esfuerzos realizados para promover la accesibilidad universal, ampliando las redes de actuación, y han permitido que los proyectos de infraestructura promovidos por el Cabildo Insular de Tenerife resulten accesibles, transformándose de forma paulatina los entornos construidos de la isla, garantizando el uso y disfrute por todas las personas, independientemente de sus capacidades.

Entre estas acciones, podemos destacar el control y supervisión de las actuaciones integradas en el **Plan de Mejora del Espacio Turístico**, que tiene por objetivo elevar la calidad, la competitividad y la sostenibilidad como destino turístico como instrumento clave para su desarrollo. Este plan puesto en marcha desde 2007 e integrado por el Cabildo, a través de Turismo de Tenerife, los municipios turísticos de Arona, Adeje, Puerto de la Cruz y Santiago del Teide y la patronal hotelera Ashotel, ha desarrollado cerca de **200 actuaciones** que han supuesto una inversión superior a los 70 millones de euros en espacios como plazas, calles o jardines, y desde hace algún tiempo ha incluido también la regeneración de los espacios costeros de la isla.

Asimismo, como resultado de esta estrategia, podemos citar también la ejecución del **Proyecto de Metro Ligero de Santa Cruz a La Laguna** —Línea de Tranvía para la comunicación entre los dos núcleos urbanos con mayor densidad de población de la isla, la capital, Santa Cruz de Tenerife y la ciudad de La Laguna— actualmente gestionado por la empre-

sa Metropolitano de Tenerife. La supervisión técnica realizada desde SINPROMI para garantizar la accesibilidad, tanto en la redacción del proyecto como durante el proceso de ejecución de la obra, ha propiciado que se convierta en el primer medio de transporte público de pasajeros de España en obtener la Certificación en Gestión de la Accesibilidad Universal de acuerdo a la Norma UNE 170001-2 por AENOR.

Otra de las acciones a destacar es **la formalización del convenio de colaboración entre SINPROMI y el Consorcio Urbanístico de Rehabilitación de Puerto de la Cruz** (el objeto principal del Consorcio es llevar a cabo un conjunto de actuaciones para la rehabilitación, modernización y renovación turística de Puerto de la Cruz), **con el fin de impulsar y promover la mejora y la implantación de la accesibilidad universal en el Municipio de Puerto de la Cruz y crear sinergias entre ambas entidades para impulsar el Turismo Accesible, a través de las actuaciones que se promuevan desde el Consorcio.**

3.2. Cooperación municipal

La cooperación con los municipios ha sido otra de las actuaciones estratégicas, para la cual se han formalizado convenios de colaboración con 24 de los 31 ayuntamientos de la isla.

El objeto de estos convenios ha sido colaborar con las administraciones locales poniendo a disposición de las mismas los servicios y acciones emprendidas por SINPROMI, con el objeto de lograr igualdad de oportunidades y la mejora de la calidad de vida de las personas con discapacidad del municipio.

En el ámbito de la accesibilidad, SINPROMI pone a disposición de los ayuntamientos el servicio de consultoría y asesoramiento técnico en esta materia, a fin de garantizar la accesibilidad universal en las actuaciones promovidas por la corporación municipal.

Como resultado de esta colaboración se supervisan actuaciones de gran interés municipal, como las actuaciones de **peatonalización del casco de la Ciudad de La Laguna, Patrimonio de la Humanidad por la UNESCO**, intervención que, además de mejorar la accesibilidad, ha revitalizado comercialmente el centro de la ciudad, ganando espacios para el disfrute y el ocio de todos los ciudadanos.

Actualmente, por parte de SINPROMI, se está desarrollando el **Plan Integral de Accesibilidad e Inclusión Social y Laboral de las Personas con Discapacidad en el Municipio de Santa Cruz de Tenerife**. Instrumento de diagnóstico y planificación, en el que se incorporan otras acciones con un enfoque inclusivo y de manera transversal en todas las líneas de acción municipal, a fin de garantizar la igualdad de oportunidades, no discriminación y accesibilidad universal a todas las personas del municipio.

3.3. Ejecución de proyectos

SINPROMI ha contribuido de manera decisiva a promover el turismo accesible en Tenerife, con la puesta en marcha de numerosos proyectos pioneros. Estos proyectos tienen por objetivo desarrollar prácticas innovadoras que generen experiencias de éxito en el ámbito del Turismo Accesible, y que constituyan un efecto tractor en el sector.

El **Plan de Mejora de la Accesibilidad a las Playas de Tenerife** (2003) ha sido una muestra de ello, a través del cual se realizaron intervenciones en 10 playas de 7 municipios de la isla.

Las intervenciones se centraron en la señalización de plazas de aparcamiento reservados, mejora de la accesibilidad hasta el paseo marítimo, ejecución de rampas hacia la playa, adaptación de aseos, vestuarios y duchas, instalación de pasarelas de comunicación en la arena, instalación de zonas

de sombra, disposición de material de apoyo para la ayuda al baño, sillas y muletas anfibias. Una de estas actuaciones, concretamente la realizada en la Playa de Las Vistas, en el municipio de Arona, sirvió de impulso para afianzar las acciones que ya se venían desarrollando por el Ayuntamiento, situando el municipio como destino accesible preferido dentro de la isla.

Por otro lado, **el Proyecto Museos Accesibles en Tenerife**, financiado mediante el Convenio IMSERSO-Fundación ONCE-CABILDO (SINPROMI S.L. Y OAMC), permitió mejorar la accesibilidad a los contenidos expositivos de los museos, mediante la incorporación de dispositivos tecnológicos para favorecer la comprensión a las personas ciegas o con discapacidad visual (audioguías) y a las personas sordas (signoguías), entre otras actuaciones, asegurando que cualquier persona, independientemente de sus capacidades físicas y/o sensoriales, pueda conocer nuestro patrimonio cultural.

Uno de los últimos proyectos desarrollados ha sido el **Proyecto TAMAC** —Desarrollo de destinos turísticos accesibles en la Macaronesia— cofinanciado por el Programa de Cooperación Transnacional MAC. El objetivo principal de este proyecto ha sido impulsar la accesibilidad universal de las infraestructuras y servicios turísticos siguiendo una estrategia basada en tres pilares básicos, todos ellos destinados a mejorar la calidad de vida de las personas con movilidad y comunicación reducida:

- **La mejora de la accesibilidad de los entornos e infraestructuras** con el objeto de adecuarlas a las diferentes necesidades de las personas con movilidad y comunicación reducida y la certificación en accesibilidad universal, como sello de calidad y de garantía de sus condiciones.

- **La Transferencia de Conocimiento.** Pues es necesaria la capacitación de los profesionales y futuros profesionales para alcanzar un producto turístico accesible.
- **La innovación en la gestión turística a través del desarrollo de herramientas de promoción e información accesibles basadas en las nuevas tecnologías.** Esta acción propició el desarrollo de una herramienta tecnológica para el análisis y evaluación del nivel de accesibilidad de las instalaciones de uso público y, a la vez, la implementación de una plataforma para la gestión y publicación de los datos analizados a fin de informar a las personas con movilidad reducida, mejorando y modernizando la primera guía de recursos accesibles de Tenerife, promovida por SINPROMI.

4. Plataforma tecnológica “Tenerife Accesible”

Tener información previa sobre los lugares que se desean visitar es necesario para la adecuada planificación de un viaje o unas vacaciones, más aún si las personas que realizan esta actividad tienen dificultades de movilidad y comunicación, para las que, la información relativa a la accesibilidad de los lugares es imprescindible, pues desean obtener una experiencia satisfactoria y prever, si fuera necesario, medidas alternativas para poder realizar la misma. La falta de información o la información errónea pueden crear falsas expectativas y provocar la insatisfacción del visitante hasta el punto de estropear unas vacaciones.

Desde SINPROMI, conscientes de esta necesidad, se pone en marcha en el año 1995 un proyecto denominado Turismo y Cultura para Todos, en el que, entre otras acciones dirigidas a impulsar la accesibilidad universal en el ámbito del turismo, se realiza la primera Guía de Turismo Accesible de Tenerife.

Esta primera guía, se desarrolla en el marco de las acciones transnacionales del citado proyecto en el que participaban varios países europeos, acordando entre todos criterios de evaluación del nivel de accesibilidad de las instalaciones analizadas. En un primer momento se tenía planteada su edición y publicación en papel, pero con la aparición de Internet durante el proceso de recopilación de datos, se decide entre todos los socios publicar la información en la citada red, teniendo en cuenta las grandes ventajas que ofrecía este nuevo medio de comunicación para la difusión y la actualización de los datos y para el acercamiento de la información a las personas con movilidad reducida.

Supuso un gran avance e innovación en este ámbito, convirtiéndose en el primer catálogo con información sobre el nivel de accesibilidad de Canarias. Con datos de más de 700 establecimientos y lugares de interés de la isla.

Los datos de la guía eran recogidos *in situ* por personal formado en accesibilidad, mediante una metodología diseñada por SINPROMI para tal fin, analizando de manera minuciosa y detallada los parámetros necesarios que permitieran evaluar, en base a la normativa vigente en España, el nivel de accesibilidad de las instalaciones. Este proceso realizado por personal cualificado y gestionado por la empresa insular, SINPROMI, tenía el objeto de garantizar la veracidad y fiabilidad de los datos publicados.

El volcado de estos datos en la Guía de Turismo Accesible, no es el único objetivo cuando se realiza una visita a un establecimiento, para su incorporación a la base de datos. Estas visitas conllevan también una labor de concienciación y de asesoramiento técnico en materia de accesibilidad, a fin de cambiar y transformar viejas creencias y prejuicios. En ellas se informa adecuadamente de los parámetros necesarios para garantizar el acceso y uso de las instalaciones a todos los clientes, independientemente de sus capacidades, comu-

nicando a la vez los beneficios que aporta tener en cuenta la accesibilidad universal para todos los clientes.

Con el objeto de dejar constancia y trasladar las dificultades encontradas en la instalación analizada, así como las propuestas para su mejora, tras la toma de datos, se procede a redactar un informe de evaluación del nivel de accesibilidad que se le remite a la entidad gestora del inmueble.

La complejidad en la recogida de datos y el posterior análisis manual de la información, la realización y edición de informes, así como el posterior volcado y publicación de datos en la web, el almacenamiento de fichas expedientes, etc., generaban múltiples tareas e incluso la duplicidad de alguna de ellas. Además, al no estar almacenados digitalmente la totalidad de los datos, presentaba inconvenientes en el momento de explotación hasta el punto de hacer inviables algunas consultas.

Estas dificultades encontradas, junto con las nuevas posibilidades que ofrecían los avances tecnológicos, plantearon la necesidad crear un software de gestión que permitiera ganar en eficiencia y eficacia, simplificando las tareas a realizar, a la vez que unificar y coordinar con una sola herramienta la recogida de datos, el análisis y la evaluación de la accesibilidad en base a parámetros normativos, la explotación y filtrado de datos, la generación de informes, y, por supuesto, la gestión y selección de los contenidos para su publicación en la web.

Además, era necesario actualizar el entorno web para adaptarlo a las nuevas tendencias y demandas de información, así como mejorar la accesibilidad a los datos y contenidos.

4.1. Principales funcionalidades de la plataforma tecnológica “Tenerife Accesible”

El objetivo de esta aplicación se centra en optimizar la recogida de datos, el posterior análisis del nivel de accesibilidad y la generación automática de informes de diagnóstico, para

posteriormente seleccionar, traducir y publicar esta información en la web que alojará la guía de recursos accesibles de Tenerife.

La plataforma tecnológica se divide en dos áreas claramente diferenciadas, la parte de gestión interna o privada y la parte pública que la componen la web Tenerife Accesible y la recientemente desarrollada app. Describimos a continuación las siguientes funcionalidades básicas:

4.1.1. Área de gestión interna o privada

La aplicación permite analizar elementos singulares, tales como edificios y establecimientos, como recorridos peatonales y puntos de cruce o vados. Esto permite ofrecer información al usuario sobre el nivel de accesibilidad de lugares públicos, pero, además, se ha querido completar esta información con datos de la accesibilidad de recorridos peatonales urbanos, de las áreas turísticas más destacadas de la isla, que permitan conocer por dónde se puede circular desde un lugar a otro.

Esta es una aplicación desarrollada en el entorno web, que permite la carga de datos de manera instantánea desde cualquier dispositivo con conexión a Internet. Esto permite la recogida de datos *in situ* y el almacenamiento simultáneo de los mismos, simplificando las tareas de carga/descarga de datos.

Tiene la característica de ser muy versátil, permitiendo en todo momento ampliar, modificar y actualizar los ítems que se analizan, para adaptarlos a los requerimientos de la normativa vigente en cada momento, o a las diferentes necesidades de los usuarios o de la entidad que lo gestiona.

A la vez que se introducen los datos, realiza una evaluación automática del nivel de accesibilidad de cada uno de los parámetros analizados. Esta evaluación se ejecuta en base a un sistema de baremación previamente establecido y carga-

do en la aplicación, modificable en cualquier momento, y que puede basarse en requerimientos normativos, a fin de comprobar, por ejemplo, el cumplimiento de los parámetros analizados a las exigencias de la normativa vigente en materia de accesibilidad. Esta evaluación que se genera de forma automática permite emitir un informe inmediato de evaluación del nivel de accesibilidad y ofrece una ventaja en las tareas del técnico gestor, facilitando la posterior redacción y emisión de informes técnicos más elaborados.

La aplicación establece también una opción para la georreferenciación de las instalaciones analizadas, que servirá para publicar su geolocalización en la web, así como otras ventajas para la gestión, explotación y consulta.

Asimismo permite extraer datos estadísticos de los datos recogidos, por nivel de accesibilidad, por municipio, por actividad y otros más concretos sobre el nivel de accesibilidad de los diferentes ámbitos que se analizan de cada establecimiento.

Por último, permite seleccionar los contenidos que se desean publicar en la web y app, puesto que sólo se publica una parte de los datos recogidos y, por otro lado, traducir los mismos, tanto la web como la app se ofrecen en cuatro idiomas.

4.1.2. Área Pública

El área pública se compone del entorno web www.tenerife-accesible.org y la recientemente desarrollada app Tenerife Accesible.

Web Tenerife Accesible. La web se conforma en el espacio donde publicar la información relativa al nivel de accesibilidad de los lugares públicos de la isla de Tenerife, pero, además, permite alojar otros contenidos para promocionar la accesibilidad universal.

Permite realizar consultas sobre el nivel de accesibilidad de lugares de interés turístico de la isla de Tenerife. Estas

consultas pueden realizarse en función de las necesidades del usuario (Usuario de Silla de Ruedas, Movilidad Reducida, Discapacidad Visual o Discapacidad Auditiva), y seleccionando la actividad que se desea consultar. Los establecimientos incorporados se ordenan en diversas actividades (Alojamientos, Ocio y Cultura, Deportes, Bares y Restaurantes, Compras, Lugares de Interés, Transportes, Edificios Administrativos, Servicios Públicos, Asistencia Sanitaria, Playas y Otros). Las consultas permiten realizar búsquedas en toda la isla o por zonas. Una vez realizada la selección del lugar, se obtiene una ficha que contiene información general del establecimiento, datos sobre el nivel de accesibilidad del mismo, una galería fotográfica, así como su localización en el mapa.

App Tenerife Accesible. Recientemente, con el objeto de avanzar un paso más en acercar y facilitar el acceso a la información sobre las condiciones de accesibilidad a las personas con movilidad y comunicación reducida, y adaptar a los nuevos dispositivos de acceso a Internet, cada vez más utilizados por los usuarios, se desarrolla por SINPROMI una aplicación para smartphones y tablets donde se ofrece información actualizada sobre las condiciones de accesibilidad de los lugares turísticos de la isla de Tenerife.

Aunque ya se contaba con una versión web para dispositivos móviles, era necesario facilitar y adaptar los modos de búsqueda, mostrar de forma más sencilla e intuitiva los contenidos, así como ofrecer nuevas opciones de consulta en destino, aprovechando la tecnología de la geolocalización. La aplicación se ha desarrollado para las dos plataformas de mayor número de usuarios, iOS y Android, desde un formato accesible y de descarga libre, en cuatro idiomas: castellano, inglés, alemán y francés.

La aplicación se configura con un menú sencillo y accesible, dividido en varios apartados de los que destacamos los siguientes:

"Guía", permite realizar consultas sobre el nivel de accesibilidad de lugares de interés turístico de la isla de Tenerife, del mismo modo que pueden realizarse desde la web, pero con un formato más sencillo e intuitivo adaptado al funcionamiento de los terminales móviles.

Las consultas permiten realizar búsquedas en toda la isla o por zonas. Una vez realizada la selección del lugar, se obtiene una ficha que contiene información general del establecimiento, datos sobre el nivel de accesibilidad del mismo, una galería fotográfica, así como su localización en el mapa. Además, permite el contacto telefónico, enlazar con su web, compartir en las redes sociales o seleccionar para la lista de favoritos.

"Destacados", a modo de recomendación, se reúnen y destacan en este apartado aquellos lugares que son imprescindibles visitar en Tenerife, por su interés turístico pero a la vez informando sobre su nivel de accesibilidad.

Pero el apartado estrella de esta aplicación es **"Cerca de mí"**, a través de la tecnología de geolocalización de los dispositivos, permite buscar lugares cercanos al punto donde se encuentra el usuario, mostrándose estos, a través de un mapa o también mediante lista, indicando las distancias a los mismos. Esto permitirá al usuario realizar consultas en destino de forma instantánea (siempre que exista conexión a Internet) y poder conocer, por ejemplo, restaurantes accesibles cercanos a su localización.

Esta información se completa, además, con la posibilidad de conocer por dónde llegar hasta el sitio elegido, pues también se muestra información de accesibilidad de los itinerarios urbanos peatonales, indicando mediante un código de color trazado en el mapa su nivel de accesibilidad, esta valoración se basa fundamentalmente en el ámbito de paso mínimo de la banda peatonal, las condiciones del pavimento y la existencia y condiciones de vados en los cruces peatonales.

Otro de los datos que se pueden consultar en este apartado, una vez realizada la búsqueda de un lugar o establecimiento, es la ubicación de las plazas de aparcamiento reservadas a personas con movilidad y comunicación reducidas, próximas a esa zona.

5. El Futuro, Smart Island-Smart Destination

La plataforma tecnológica Tenerife Accesible, surge como una aplicación para optimizar la recogida de datos, análisis y posterior publicación de información que conforma la guía de lugares accesibles de Tenerife.

Tras su implementación y uso, se ha ido complementando y mejorando con nuevas utilidades y funcionalidades, lo que ha permitido que se convierta en la herramienta base en la redacción del Plan Integral de Accesibilidad e Inclusión Social de las Personas con Discapacidad del municipio de Santa Cruz.

Y junto con el volumen de datos e información que contiene —actualmente gestiona información sobre aproximadamente 1000 instalaciones de uso público repartidas por toda la geografía insular, así como datos de 525 km de itinerarios peatonales y 6.488 puntos de cruce—, permite conocer el nivel de accesibilidad de determinadas áreas turísticas y municipios, y establecer líneas estratégicas de actuación para impulsar su transformación y mejora, por lo que resulta un instrumento básico para la gestión y planificación de proyectos para la mejora de la accesibilidad, en todo el ámbito insular.

Pero quizás una de las proyecciones de futuro más importante es la incorporación como herramienta tecnológica al Proyecto de Smart Island impulsado por el Cabildo de Tenerife. Desde SINPROMI llevamos años trabajando para alcan-

zar la excelencia en materia de accesibilidad, en este sentido continuaremos impulsando acciones para llevar la accesibilidad universal a todos los ámbitos y convertir Tenerife en un destino accesible.



PANEL

Turismo colaborativo

Las plataformas de economía colaborativa como una tendencia que fomenta el turismo colaborativo

Francisco Javier Aragón Cánovas¹ y Vilma Núñez Villanueva²

Resumen: La revolución tecnológica ha marcado un antes y un después en la forma de consumir contenidos y adquirir productos y servicios a través de Internet. Esta evolución se extiende a la industria turística donde el consumidor tiene un fácil acceso a las mejores ofertas del sector. Las tecnologías están abriendo una gran puerta a los jóvenes, familias y a las personas con posibles dependencias, pero hay que seguir evolucionando.

Dentro de esta evolución han surgido plataformas de economía colaborativa como Airbnb y BlaBlaCar que permiten un nuevo tipo de turismo más colaborativo y más accesible para el consumidor

1 Universidad Camilo José Cela. C.e.: fjaragon@ucjc.edu. Doctor Acreditado y licenciado en Derecho por la Universidad Complutense de Madrid. Máster en Desarrollo de Destinos Turísticos.

Es profesor universitario desde hace más de once años, abogado y consultor turístico. Árbitro de la Corte Arbitral (Ocio y turismo) y Mediador del Ilustre Colegio de Abogados de Madrid.

Ha sido Responsable promoción turística, Jefe de la Sección de Inspección y Adjunto a la Directora General Turismo de la Comunidad de Madrid.

2 Universidad Camilo José Cela. C.e.: vilma.nunez@gmail.com. Doctoranda en Publicidad y Relaciones Públicas, Máster en Publicidad y Máster en Administración de empresas (MBA). Consultora, profesora y organizadora internacional de seminarios y congresos de Marketing, Publicidad y Turismo On-line. Emprendedora con dos *startups* y reconocida en Internet por tener uno de los mejores blogs en español de Marketing Digital con recursos para profesionales (libros digitales, guías, artículos y plantillas).

turístico. Gracias a estas plataformas se han creado nuevas formas de viajar menos costosas a través de las cuales los turistas intercambian bienes y servicios o realizan pequeños pagos para disfrutar de un auténtico viaje.

En el presente estudio se analizará cómo las plataformas de economía colaborativa fomentan las actividades turísticas en diferentes destinos con mejores ofertas y experiencias. Igualmente, se estudiará cómo estas nuevas formas de viajar promueven una mayor integración en la sociedad y contribuyen al desarrollo social. Asimismo se investigará cuáles son las regulaciones mínimas para llevar a cabo este nuevo tipo de turismo más accesible, rápido y seguro y cómo en España se está regulando el uso de plataformas colaborativas para el turismo.

Palabras claves: economía colaborativa, viajar, turismo, turista, Airbnb, BlaBlaCar.

Abstract: The collaborative economy's platforms as a tendency that encourages the collaborative tourism. The technological revolution has marked an after and before in the manners of consuming and acquiring products and services through Internet. This evolution extends to the tourism industry where its consumers have a more accessible way to obtain better touristic offers. These technologies are opening big doors to nowadays youth, families and people with possible dependencies, but it is needed to keep evolving.

In the wake of this evolution, new platforms of the collaborative economy have emerged, such as Airbnb and BlaBlaCar that allows a new kind of tourism, more accessible and collaborative for the touristic consumer. Thanks to these platforms new and less expensive forms of traveling have been created where tourists can exchange services and goods or make small payments to enjoy an authentic journey.

In the present study, it will be analysed how the collaborative economy's platforms encourage touristic activities on different destinations with better offers and experiences. Nevertheless, it will be taken in consideration how these new ways of travelling promote a greater integration in society and contribute to the social development. In addition, it will be investigated which are the minimum regulations to take down this new kind of tourism more accessible, faster and safer and also how in Spain are being regulated the use of collaborative platforms for tourism.

Keywords: sharing economy, travel, tourism, tourist, Airbnb, BlaBlaCar.

1. Introducción

La economía colaborativa está revolucionando el mundo de la mano de las nuevas tecnologías. Según Nielsen Consumer, el 53% de los españoles estaría dispuesto a compartir o alquilar bienes en un contexto colaborativo. En los países donde la crisis ha afectado en mayor medida, la predisposición al consumo colaborativo aumenta.

Estamos viviendo en una época donde los ciudadanos se sienten más cómodos con términos como "compartir" y "alquilar" que con la palabra "comprar". Por eso la economía colaborativa, con su modelo basado en estructuras horizontales y comunidades, está funcionando en diferentes industrias, incluida la de turismo.

La clave de cualquier plataforma basada en el modelo colaborativo radica en construir confianza y ofrecer sistemas de seguridad para todos los participantes en las transacciones de intercambio y alquiler que se realizan. Gracias a las comunidades creadas alrededor de estas plataformas y a los

sistemas de valoraciones se puede crear una plataforma de confianza.

A través del presente estudio se pretende analizar cómo la economía colaborativa influye en el sector turístico, cuáles son las plataformas que lideran este nuevo modelo y cómo funcionan.

Asimismo, será relevante investigar el tipo de soluciones existentes para viajeros con discapacidades que se basen en un modelo colaborativo.

1.1. Hipótesis

Este estudio trata de analizar si hay un mayor fomento de las actividades turísticas a través de las plataformas colaborativas y cómo responden los turistas a este tipo de soluciones.

- Conocer la aceptación que tiene el turismo colaborativo en los países y si favorece a la economía.
- Determinar si el turismo colaborativo representa una amenaza para las empresas turísticas o nuevas vías de negocio.
- Descubrir si hay soluciones de turismo colaborativo que contribuyen al desarrollo social con nuevas formas de viajar.

1.2. Objetivos

Uno de los objetivos de este estudio es analizar las actividades turísticas a través de plataformas colaborativas y cómo responden los turistas, así como también conocer las respuestas en los países y cómo han argumentado esta apuesta.

Conjuntamente a lo antes mencionado, se profundizará sobre el impacto que están teniendo las plataformas colabo-

rativas en el turismo a través de datos estadísticos y qué se espera en el futuro.

El último objetivo será identificar las plataformas colaborativas que aportan un valor a la sociedad generando soluciones para personas con discapacidades.

1.2. Metodología

Para este estudio se implementó una metodología cualitativa tomando como fuente bibliográfica referencias a estudios nacionales e internacionales así como artículos en medios de comunicación más actuales. Además, se empleó la modalidad de observatorio para analizar las acciones de promoción que están realizando las plataformas colaborativas para alcanzar a masas y consolidar su modelo de negocio.

En este contexto cabe destacar algunas de las modalidades de investigación y fuentes principales que se utilizaron en este estudio:

- Investigación sobre el funcionamiento de las plataformas colaborativas, inclusive haciendo uso de ellas para experimentar en primera persona la experiencia que generan para los turistas.
- Acceso a estudios recientes de empresas privadas que estudian constantemente el uso de las plataformas colaborativas a nivel internacional y nacional.
- Investigación sobre el origen y la evolución de las plataformas colaborativas.

El estudio está dividido en cuatro partes, la primera se refiere a la economía colaborativa, en la segunda parte se analizará cómo las plataformas colaborativas impactan al sector turístico, la tercera parte está enfocada al uso que hacen los turistas de estas plataformas y cómo las mismas, con sus

políticas y modelos de negocios, se enfrentan a constantes ataques de todas las industrias. Por último, la cuarta parte estará enfocada a las plataformas colaborativas dirigidas a usuarios con discapacidades.

2. La economía colaborativa

El consumo colaborativo consiste en compartir bienes en vez de adquirirlos. Básicamente se fundamenta en ceder un bien para que otro lo disfrute a cambio de una retribución económica o intercambio.

Albert Cañigueral, experto en consumo colaborativo y autor del libro *Vivir mejor con menos* (2015), alega que no se trata de que los usuarios no compren nada, se trata de que no tengan que comprarlo todo.

Asimismo, manifiesta que la suma de iniciativas basadas en el modelo colaborativo está cambiando la relación cultural con la posesión de objetos, y que las prácticas de consumo colaborativo se están convirtiendo rápidamente en normales. Se cambia el concepto de alquilar o compartir por el de consumir de forma más inteligente, humana y eficiente.

Le economía colaborativa permite que algunos usuarios se conviertan en productores ofreciendo sus bienes a cambio de intercambios o micro ingresos. El contacto entre productores y usuarios finales suele realizarse a través de plataformas tecnológicas que ofrecen un ámbito de confianza y seguridad para ambas partes.

Según el estudio de la consultora Nielsen "Is Sharing the New Buying?", (¿Es compartir la nueva forma de comprar?) el 68% de los consumidores a nivel global están dispuestos a compartir o alquilar sus bienes a cambio de obtener beneficios. Otro de los datos interesantes es que el 66% de los usuarios del estudio afirma que está dispuesto a utilizar

productos y servicios de otros en comunidades de colaboración. Los tres países con más índice de personas dispuestas a compartir son China, Indonesia y Eslovenia. Las cosas que más compartirían los usuarios del estudio son: artículos electrónicos (28%), lecciones o servicios (26%), herramientas eléctricas (23%), bicicletas (22%) y ropa (22%).

Lo interesante del estudio de Nielsen es que demuestra que la economía colaborativa no es una tendencia para los jóvenes que han crecido en la era digital. También se extiende a usuarios de 25 a 64 años. En Latinoamérica es donde se nota un mayor porcentaje de personas mayores dispuestas a compartir e intercambiar cosas y experiencias. Los *millennials* (usuarios entre 21 y 34 años) son los más propensos a utilizar o alquilar servicios y bienes de otros usuarios de una comunidad colaborativa. Seguidos por la *Generación X* (35-49 años), la *Generación Z* (menos de 20 años) y la generación *Baby Boomer* (50-64 años).

Según el estudio de Avancar sobre "Tendencias del Consumo Colaborativo en España", el 76% de los españoles ha alquilado o compartido algún bien o servicio en su vida. La Comunidad de Madrid y Cataluña se posicionan como las más concienciadas con la economía colaborativa. El estudio identifica que el 79% de los hombres ha compartido algún bien o servicio en algún momento de su vida y cifra que se reduce hasta el -7% cuando se trata de mujeres. Para los hombres los coches de lujo o *smartphones* son de mayor interés y para las mujeres los bolsos, joyas o ropa de marca.

Los principales beneficios de alquilar o compartir que ven los españoles del estudio de Avancar son: ahorrar dinero en general, ahorrar para pagar deudas, convivencia y acceso a bienes a mejor precio. El 87% admite que desde que empezó la crisis en España son conscientes de la importancia de tomar decisiones que afectan a su economía doméstica.

Albert Cañigüeral afirma que “los servicios de transporte y movilidad son los más implantados en consumo colaborativo seguidos por el turismo y los servicios financieros”.

Con el modelo colaborativo los usuarios pasan de poseer un bien o servicio a tener acceso a él por un precio mucho más bajo. Gracias a las innovaciones tecnológicas es más fácil contratar o compartir bienes y servicios a través de plataformas específicas de cada sector. Estas plataformas evolucionan cada día y permiten a los usuarios acceder a las mejores ofertas haciendo búsquedas específicas con determinados filtros de geolocalización, valoraciones de otros clientes y características del bien o servicio. Asimismo, permiten hacer pagos *on-line* directamente en la plataforma para mejorar la experiencia y evitar fraudes.

Este nuevo modelo más colaborativo y accesible se ha consolidado en los últimos años a pesar de que algunas empresas aleguen que se trata de una competencia desleal que no cumple con todos los requerimientos. La mayoría de estas plataformas tienen pendiente regulaciones, pero aún así su propuesta merece ser analizada y tomada en cuenta porque ofrecen soluciones atractivas y efectivas para millones de turistas.

Según el último estudio de Exceltur (2015), en España hay más de un millón de plazas en oferta a través de plataformas P2P (*peer to peer*). La plataforma que lidera en número de propiedades con ofertas y núm. de plazas es Airbnb con un 27%.

3. El turismo colaborativo y las plataformas que lo fomentan

El turismo colaborativo en épocas de crisis es considerado como la mejor alternativa para viajar. En los últimos años han surgido nuevas formas de viajar más económicas que se ba-

san en compartir, intercambiar o alquilar a bajo coste bienes y servicios. Nos referimos a turismo colaborativo cuando un turista está planificando su viaje y reserva a través de plataformas de economía colaborativa su hospedaje, transporte u otros servicios relacionados a su viaje.

Dentro del turismo colaborativo hay diferentes variables que influyen en los turistas al momento de realizar sus reservas y contrataciones.

Elementos del turismo colaborativo

- Compartir, la experiencia que se genera al poder compartir con otras personas desconocidas o al poder disfrutar con su propio grupo de un viaje adaptado a sus necesidades.
- Ahorro en los bienes y servicios que necesita adquirir para disfrutar de su viaje.
- La tecnología como el soporte que permite el acceso a plataformas colaborativas.
- Experiencias únicas que se pueden vivir cuando se buscan actividades más específicas y no masivas.
- Las comunidades alrededor de plataformas colaborativas que de forma desinteresada ayudan a otros viajeros a través de recomendaciones y valoraciones de experiencias previas.



José Luis Zoreda, vicepresidente ejecutivo de Exceltur (grupo de hoteles, transportistas, agencias de viajes y restaurantes), admite que este fenómeno del turismo colaborativo les ha pillado por sorpresa y que lo siguen con grave preocupación. Una de las preocupaciones e interrogantes más grande de las empresas del sector turístico es si estos nuevos "rival" cumplen los niveles de seguridad, calidad y si pagan sus impuestos y tasas para ofrecer actividades y servicios turísticos como ellos.

Las plataformas como BlaBlaCar, Uber y AirBnb influyen en el turismo. Los viajeros pueden ahorrar sin tener que ceder la calidad del servicio. Inclusive, según una encuesta realizada por la Escuela Superior de Worms para ITB, los viajeros admiten que estas plataformas pueden ser hasta mejor que hoteles y que las instalaciones.

En el sector turístico hay diferentes tipos de plataformas que pueden ser utilizadas por los turistas. A través del directorio Consumo Colaborativo se ha podido generar un listado de plataformas según el tipo de servicio que ofrecen a los turistas:

- **Plataformas para alojamiento.** En vez de alquilar un hotel o apartotel los turistas se ven más atraídos por alquilar una habitación, apartamento o casa completa durante sus vacaciones. Las ofertas son mucho más económicas y además la experiencia que viven puede ser mejor que estar en un hotel.
- **Plataformas de transporte.** Los turistas pueden optar por compartir un viaje con otros de su misma condición para ahorrar los costes de desplazamiento. Este tipo de plataformas hace que las personas puedan moverse de forma más asequible y flexible durante sus viajes e inclusive su día a día en la ciudad donde residen.

- **Plataformas de intercambio para alojamiento.** Otra modalidad es la de intercambio, donde los turistas no tienen que pagar por su estadía, tan sólo intercambiar sus casas o habitaciones con otras personas del mundo. El hogar se convierte en una moneda de cambio para poder conocer nuevos sitios.
- **Plataformas para reservas en restaurantes.** Gracias a estas herramientas los viajeros pueden descubrir los restaurantes con mejor valoración de usuarios y acceder a ofertas exclusivas con descuento que pueden ser de hasta un 50% en su factura final.
- **Plataformas para vivir experiencias en viajes turísticos.** Con este tipo de plataformas los viajeros pueden descubrir nuevos lugares de la mano de autóctonos del lugar.

El elemento que prevalece en todas las plataformas antes mencionadas es el sistema de valoraciones. Cada vez que un usuario contrata un servicio puede dejar su valoración del mismo y esto en el futuro ayudará a otros usuarios a tomar una decisión sobre qué opción se ajusta más a sus necesidades.

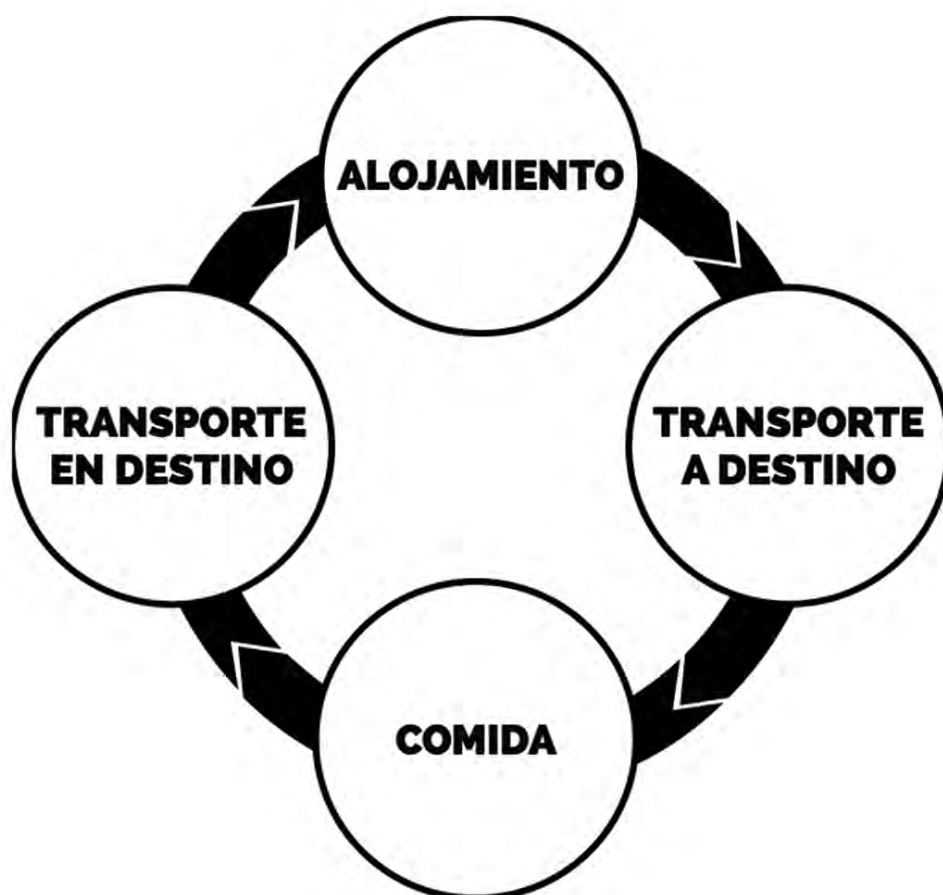
En el estudio de Nielsen antes mencionado resaltan que para los usuarios las opiniones de otros son oro. El 69% de los encuestados afirmó que comparte sus opiniones en Internet a través de las plataformas donde contrató o compartió el servicio y a en redes sociales.

3.1. Nuevo modelo de viaje con turismo colaborativo

En el turismo colaborativo podemos encontrar dos modelos generales, el modelo intercambio, donde no hay transacción o sólo un reembolso de gastos. En este primer modelo tendríamos plataformas como HomeExchange (intercambio de

casas). El segundo sería un modelo de negocio porque hay un productor/anfitrión que cobra a cambio de ofrecer su vivienda o un traslado (Airbnb y Uber).

A raíz de estos modelos genéricos nace un nuevo modelo de viaje con cuatro fases del turismo colaborativo.



Modelo de viaje con turismo colaborativo

Fase 1. Alojamiento

En esta fase el viajero elige el alojamiento que más se adapte a su presupuesto y a sus necesidades durante el viaje. *Airbnb* es la plataforma líder en alojamiento colaborativo, su sistema es seguro tanto para huéspedes como anfitriones. Asimismo, hay plataformas como *Couchsurfing* a través de las cuales usuarios te ofrecen un sofá para que puedas alojarte por un bajo coste.

Fase 2. Transporte a destino

Dependiendo del sitio de destino de los turistas se utilizará un transporte u otro. Los modelos colaborativos cada vez son más atractivos para los turistas por las facilidades y precios. En esta fase los turistas hacen uso de plataformas como *Change Your Flight* para cambiar tu billete y evitar que lo pierdas y *Comparte Tren* para conseguir mejores tarifas en el AVE de España.

Una de las más utilizadas en España es *BlaBlaCar*, a través de la cual los viajeros comparten su viaje en coche con otros viajeros para ahorrar costes.

Fase 3. Comida

Uno de los mayores gastos de los turistas proviene de las comidas. Hay dos plataformas muy reconocidas, *EathWith* que permite vivir la experiencia de comidas únicas y compartidas con buenos chefs. La segunda es *SocialEaters*, que le ofrece al viajero la oportunidad de comer en casa de otras personas. Ambas están basadas en experiencias únicas que en otras empresas turísticas no podrían conseguir. Un inter-

cambio de culturas y un ambiente más humano donde se unen viajeros y locales de determinadas ciudades y países.

Fase 4. Transporte en destino

Además del transporte para llegar al destino y volver a casa los turistas necesitan desplazarse en sus destinos. Para esta fase los viajeros pueden disfrutar de plataformas como *Uber* o *Cabify*. La primera consiste en solicitar por aplicación móvil un servicio de taxi ofrecido por independientes, de esta forma los precios son mucho más económicos. La segunda ofrece a los viajeros un servicio de taxi en vehículos de alta gama y con conductores profesionales, ideal para viajes de negocios o de lujo.

En el caso concreto de *Uber*, los servicios de esta plataforma han sido suspendidos en España de forma temporal después de las manifestaciones de taxistas y el decreto de un juez para el cese de actividad de la compañía en España.

3.2. El caso Airbnb

Hospedarse en casa de otras personas de forma gratuita, con un trueque o pagando una pequeña cantidad, no es un concepto nuevo. Sin embargo, gracias a las nuevas tecnologías y el surgimiento de plataformas como *Airbnb*, este tipo de servicio es más accesible y más atractivo para el público en general.

El fenómeno de *Airbnb* es tan grande que el CEO de la compañía, Brian Chesky, afirmó en el evento *Code* celebrado el pasado mayo que en el verano del 2015 habría alrededor de ochocientas mil personas alojadas cada día a través de *Airbnb*.

Según sus datos corporativos publicados en su web, la plataforma ha alojado a más de 40 millones de huéspedes

desde su lanzamiento en 2008. La plataforma está activa en más de 34.000 ciudades y más de 190 países.

Aunque la plataforma es conocida por ser el mayor mercado de alojamiento entre particulares hay muchas empresas turísticas que también utilizan el canal para conseguir más clientes.

Su plataforma ha sido diseñada para cumplir con las expectativas de los viajeros más exigentes y curiosos. Tienen un sistema de filtros que ayuda a los interesados a encontrar exactamente la vivienda ideal. Por ejemplo, el viajero selecciona el tipo de servicio que requiere: apto para familias y niños, acceso para discapacitados, parking, Internet, etc.

Hay dos formas de utilizar la plataforma *Airbnb*:

- **Modelo anfitrión.** En este modelo uno o más usuarios abren las puertas de su hogar para conocer a nuevos turistas, intercambiar experiencias y mostrarles su ciudad. Este modelo es más parecido al de compartir piso.
- **Modelo apartotel.** En este modelo un usuario alquila toda la propiedad para uso individual o grupal. El dueño de la vivienda deja todas las instrucciones o recibe al turista al momento de llegada. Este modelo es lo más parecido a una habitación de hotel o apartamento turístico.

Según la encuesta sobre Airbnb y plataformas relacionadas realizada por el profesor de turismo Antonio Paolo Russo en la Universidad de Tarragona a principios del 2015, el portal de alquiler *Airbnb* lista unas 56.942 plazas para turistas en España.

El éxito de plataformas como *Airbnb* ha inspirado a emprendedores y empresarios a crear soluciones que ayuden a mejorar la experiencia entre anfitriones y huéspedes.

Existen casos de empresas que se encargan de la limpieza y otros de la entrega de llaves. Asimismo, hay otras más

completas como *Hostmaker* que ayudan a convertir tu vivienda en apta para recibir huéspedes, te ofrecen una limpieza profesional, alquiler de ropa de hogar y un servicio para la entrada y salida de huéspedes.

El director para Europa de *Airbnb* señaló en el evento *World Travel Market* que su plataforma “ha mostrado que existe un consumidor que demanda lugares más auténticos y únicos en los que permanecer cuando viaja”.

La plataforma *Airbnb* es capaz de ofrecer una experiencia memorable para los huéspedes y anfitriones y por eso tiene una nota media de 4,7 estrellas en los alojamientos de su plataforma. Una cifra alta considerando que en *TripAdvisor* la media es de 3,8 estrellas para los hoteles.

3.3. El caso *BlaBlaCar*

BlaBlaCar es una plataforma que conecta a conductores que tienen asientos vacíos con pasajeros que se dirigen al mismo lugar. Alrededor de *BlaBlaCar* hay una comunidad de usuarios basada en la confianza y valoraciones.

El funcionamiento de esta plataforma es muy sencillo, práctico y seguro.

- Para los usuarios el proceso consiste en buscar su viaje indicando la salida y llegada y cuando encuentren una buena opción pueden reservar y realizar el pago mediante un método seguro. Cuando acuden al punto de encuentro presentan el código de reserva y pueden disfrutar de su trayecto.
- Para los conductores el funcionamiento consiste en publicar su viaje con todos los detalles relevantes mientras esperan que otros pasajeros hagan sus reservas. El día de encuentro a través de los códigos de reservas

pueden canjear su dinero para luego solicitar el ingreso en sus cuentas bancarias.

En ambos casos al finalizar el trayecto la plataforma invita a los conductores y pasajeros a dejar reseñas para mejorar la experiencia de futuros pasajeros.

Según los datos corporativos publicados por la plataforma *BlaBlaCar* en su portal web tienen más de 20 millones de usuarios registrados en los 19 países donde tiene presencia. La gran cifra de usuarios registrados se debe a su reciente compra de la compañía alemana *Carpooling*, primera compañía que puso en contrato a personas para compartir gastos en sus trayectos realizados en coche.

En 2014 activaron el sistema de reservas con pagos on-line para dar más garantías a los usuarios y mejorar su modelo de negocio gracias a la comisión de 10% por gastos de gestión que cobran.

Esta plataforma, además de ofrecer un ahorro en trayectos por usuarios, ayuda al medio ambiente con el ahorro de CO₂. Según sus datos se estima que gracias a su plataforma han ahorrado alrededor de 700.000 toneladas de CO₂.

Según Vicente Rosso, co-fundador y director general de *BlaBlaCar* en España y Portugal, sus claves de éxito se deben a tres puntos:

- Acierto de branding. Entienden que conceptualmente es complicado explicar todo lo que hacen (compartir gastos, conexión por Internet, grupo de personas a un mismo destino, etc...). Por eso entienden que el nombre *BlaBlaCar* les ayuda a un mejor entendimiento de sus clientes.
- Producto-mensaje. Hacer acciones de marketing geo-localizadas para conseguir mejores experiencias. Ros-

so confiesa que la mitad de usuarios llegan por referencias de otros usuarios contentos.

- Colaborativo puro. Controlar que los usuarios no tengan ánimo de lucro a través de controles. Tienen a más de cuarenta personas trabajando para vigilar que los miembros de la comunidad realmente están compartiendo gastos y no lucrándose.

Con motivo del quinto aniversario, *BlaBlaCar* lanzó un comunicado a principios de 2015 compartiendo datos sobre la plataforma en España. Los más relevantes y relacionados a la economía colaborativa serían:

- El motivo principal de los conductores para usar *BlaBlaCar* sigue siendo en su mayoría el ahorro de costes, seguido por no viajar solo y conocer gente nueva.
- La situación laboral de los usuarios de *BlaBlaCar* es que la mayoría son empleados, seguidos por estudiantes y usuarios sin empleo.
- Los usuarios consideran fundamental el sistema de valoraciones ya que entienden que es su pasaporte dentro de la comunidad.
- La plataforma es totalmente legal porque no tiene ánimo de lucro, los usuarios comparten gastos de viaje.

3.4. *Airbnb* y *BlaBlaCar*, las plataformas que revolucionan el turismo colaborativo

Airbnb y *BlaBlaCar* juegan un papel muy importante en la nueva forma de viajar que muchos turistas están utilizando. Sus fórmulas innovadoras permiten a los viajeros alojarse y viajar por menos dinero y pudiendo disfrutar de experiencias únicas.

La mayoría de usuarios de ambas plataformas colaborativas son gente joven. En *BlaBlaCar* los usuarios de 18 a 24 años son los que más utilizan la plataforma, seguidos por los de 25 a 29 años.

Ambas plataformas operan en diferentes países y han conseguido millones de euros en financiación para hacer crecer sus negocios. Sin embargo, en temas de regulaciones, *BlaBlaCar* no es considerada como una empresa que ofrece actividades ilegales, mientras que *Airbnb* sí lo es. Se cuestiona el pago de impuestos relacionado a estas actividades. Exceltur (asociación sin ánimo de lucro formada por empresas turísticas) apunta que el potencial fraude podría rondar los 432 millones de euros anuales de alquileres de plataformas como *Airbnb*.

Otro aspecto en común que tienen ambas plataformas es que se están posicionando en el sector ejecutivo. *Airbnb* anunció que tenía acuerdos con más de 250 empresas a nivel internacional y en *BlaBlaCar* el 12% de sus usuarios son hombres de negocios.

Cabe destacar que estas plataformas eliminan los intermediarios y proveen una comunicación directa entre un usuario que ofrece un bien y otro que lo demanda.

4. Conclusiones de la economía colaborativa en el turismo

- A.** Las empresas turísticas deben analizar cómo la economía colaborativa funciona para poder mejorar sus oportunidades y modelo de negocio. Para el año 2015 se espera en España un aumento del 25% en plataformas de economía colaborativa para atraer a la mitad de los españoles a estas iniciativas de consumo colaborativo.

- B.** La economía colaborativa representa una amenaza para el 50% de la industria turística, como así lo refleja un estudio llevado a cabo por Deloitte a directivos empresariales. La mitad de los encuestados ve como una amenaza para la industria las plataformas colaborativas y como una confusión al consumidor que inclusive puede dañar la imagen de seguridad. Sin embargo, para el otro 50% de los directivos representa oportunidades de innovar y diferenciarse y sobre todo una oportunidad para ampliar el mercado y para que todos salgan ganando. Esto último hará que veamos más soluciones de turismo colaborativo en los próximos años a cargo de las propias empresas turísticas.
- C.** La principal razón por la que los turistas se decantan por modelos colaborativos radica en el ahorro. En estos años de crisis es común que muchos opten por opciones más económicas para disfrutar de unas vacaciones.
- D.** Debido a los buenos resultados de las plataformas actuales de economía colaborativa —se espera que este modelo pase a generar 46.000 millones en 2015 frente a los 39.000 que generó en el año 2013, según afirmaciones de la profesora Pilar Leal, directora del Bachelor Programme in International Tourism en The Ostelea School—; las empresas del sector y las entidades gubernamentales tendrán que trabajar en conjunto para entender mejor este nuevo modelo y proponer unas regulaciones justas y seguras para las plataformas, los consumidores y la economía en general. Regularizar estas plataformas podría fomentar más actividades turísticas, ofrecer más puestos de empleo y dotar de más credibilidad en los servicios ofrecidos.

- E.** Por otra parte, para que estos servicios sean completamente legales, las plataformas a través de las cuales las personas se pueden lucrar tienen que tener un modelo transparente para el pago de impuestos tanto de la plataforma como de los usuarios. Asimismo, deben tener los permisos y requerimientos necesarios para llevar a cabo cualquier actividad. Son muchas las organizaciones y entidades políticas que presionan para que esto se lleve a cabo en diferentes países.
- F.** Además de regular el turismo colaborativo, las empresas del sector deben apoyar iniciativas existentes, como ha sido el caso del grupo *Priceline* (grupo de agencias *on-line* norteamericano), que ha firmado un acuerdo con el portal de alquiler de viviendas *HomeWay* (competencia de *Airbnb*) para incluir resultados de su plataforma en las búsquedas que realizan clientes a través del portal *Kayak*. Además del apoyo, podrían estas empresas desarrollar sus propias plataformas, como hizo la cadena de hoteles Room Mate con su producto *Bemate.com*. Esta ha sido considerada como un híbrido entre el modelo convencional y la economía colaborativa. En Bemate.com el particular puede alquilar viviendas turísticas a particulares disfrutando de un servicio de hotel. Esta se basa en incluir en la plataforma sólo a los apartamentos con licencia turística que se encuentren ubicados en los alrededores de un hotel Room Mate. Con este modelo la cadena ofrece soluciones más económicas a sus clientes sin dejar a un lado las comunidades de un hotel.
- G.** Todas las plataformas colaborativas tiene algo en común y es que fueron diseñadas por usuarios y para usuarios. Se basan en soluciones tecnológicas, en sistemas de valoraciones, en ofrecer experiencias únicas y buenas tarifas.

Si las empresas turísticas se adaptan ofreciendo mejores soluciones y abrazando las nuevas tecnologías pueden sobrevivir ante esta revolución y mejorar sus experiencias con clientes. Probablemente, una de las principales razones por las que muchos hoteles no ofrecen experiencias únicas es porque sus costes son más elevados, sin embargo, es importante buscar alternativas y colaboradores que puedan ayudarles a cumplir las expectativas de sus clientes.

La tecnología seguirá jugando un papel muy importante en la economía colaborativa. Gracias a los nuevos avances este modelo seguirá creciendo ofreciendo mayor seguridad e información a los turistas y usuarios en general. El uso del móvil y tabletas también favorece porque los turistas tienen acceso en tiempo real a los servicios que quieren e inclusive pueden contratarlos a través de estos artículos electrónicos.

- H.** La economía colaborativa está abriendo nuevas vías de emprendimiento dentro del sector turístico, sobre todo para nichos de personas con discapacidad. Hemos comprobado en este estudio que hay muy pocas soluciones, por lo tanto podría ser una gran oportunidad para emprendedores y empresas del sector. En la investigación descubrimos la plataforma 00 limits, una aplicación móvil que saldrá a finales del 2015 que pretende ser el directorio para facilitar las vacaciones de personas con discapacidad. La aplicación tendrá un listado de servicios y locales accesibles (hoteles, restaurantes, parking, playas, etc.). Este tipo de nuevas plataformas facilitarán el acceso e información sobre establecimientos y servicios adaptados, no obstante, se podría decir que queda desarrollar opciones que faciliten todavía más el acceso a este tipo de personas, teniendo en cuenta que existen 5 millones en

Europa de discapacitados con una posible demanda que deberían integrarse en estos servicios para todos.

- I. Como última conclusión podemos alegar que el turismo colaborativo, a pesar de su gran crecimiento, aún necesita madurar, crecer y mejorar su sistema legal. En este proceso de maduración se esperan ver nuevas plataformas colaborativas y sociales que fomenten los viajes turísticos.

5. Bibliografía

- [1] Aragón Cánovas, F.J., artículo "La actividad emprendedora en el sector turístico: La empresa como medio y las nuevas tecnologías y responsabilidad social como herramienta, págs. 432-542 del libro *Emprendimiento e Innovación con Responsabilidad Social*, Abril 2014. Editorial Tirant lo Blanch.
- [2] Botsman, Rachel, "What's mine is yours: The rise of Collaborative Consumption", Septiembre 2010.
- [3] Cañigueral, Albert "Vivir mejor con menos", Conecta, Octubre 2014, p. 11.
- [4] "Is sharing the new buying?", Estudio Nielsen, Año 2014. <http://www.nielsen.com/us/en/insights/news/2014/is-sharing-the-new-buying.html>
- [5] Tendencias del Consumo Colaborativo en España, Avancar, 2014. <http://www.avancar.es/payl>
- [6] Directorio de proyectos colaborativos, Consumo Colaborativo. <http://www.consumocolaborativo.com/directorio-de-proyectos/>
- [7] Datos corporativos BlaBlaCar. Julio 2015. <https://www.BlaBlaCar.es/blog/quienes-somos>
- [8] Datos corporativos Airbnb. Julio 2015 <https://www.Airbnb.es/about/about-us>

- [9] Travel and Tourism: Travel and The Sharing Economy. EuroMonitorz. 2014 http://www.slovenia.info/pictures/TB_board/atachments_1/2014/Travel_and_the_Sharing_Economy_19148.pdf
- [10] “La economía colaborativa es ya un sector turístico de 40.000 millones”, Periódico [Elmundo.es](http://www.elmundo.es), Marzo 2015. <http://www.elmundo.es/economia/2015/03/10/54fdec1ae2704e094f8b4577.html>



WORKSHOP

**Organizaciones Nacionales
de Turismo, experiencias y
estrategias de implementación
de Turismo para todas las
personas, ENAT**

The Supply of Accessible Tourism Services in Europe and Pantou.org. The European Accessible Tourism Directory

Ivor Ambrose, Anna Grazia Laura, Spyros Michailidis and Katerina Papamichail¹

Abstract: *This workshop will present and discuss key findings from the first major EU study of accessible tourism services in Europe, conducted for the European Commission in 2013-15. Four speakers will explain the study's methodological challenges and the overall results, focusing especially on the customer requirements that need to be considered by suppliers. The "Pantou" online directory of accessible services, will be described as a new single reference point for tourists and suppliers who seek information about the availability of any kind of accessible service in the tourism supply chain. The role of objective, reliable, timely and trustworthy accessibility information will be highlighted as a critical factor in accessible tourism marketing and business development. In conclusion, workshop participants will be invited to discuss the study's findings and the role of Pantou, from their own perspectives and experiences.*

Resumen: *En este taller se presentarán y discutirán los hallazgos clave del primer estudio destacado de la UE sobre turismo accesible en Europa llevado a cabo por la Comisión Europea entre 2013*

1 European Network for Accessible Tourism non-profit association (ENAT) and EWORX S.A. Ivor Ambrose y Katerina Papamichail, ENAT: enat@accessibletourism.org; Anna Grazia Laura: annagrazia.laura@alice.it; 3EW-ORX, Spyros Michailidis: sm@eworx.gr.

y 2015. Cuatro ponentes explicarán los retos metodológicos del estudio y los resultados generales, centrándose especialmente en las necesidades de los clientes que los proveedores han de tener en cuenta. El directorio en línea 'Pantou' sobre servicios accesibles se describe como un nuevo y único punto de referencia para los turistas y proveedores que buscan información sobre la disponibilidad de cualquier tipo de servicio accesible en la cadena de suministro turística. El papel de la información objetiva, fiable y oportuna se destaca como factor crítico en la promoción del turismo accesible y el desarrollo empresarial. En conclusión, se invitará a los participantes del taller a debatir sobre los resultados y el papel de Pantou desde sus propias perspectivas y experiencias.

1. Introduction

In 2013 the European Commission Tourism Unit requested a study on "Mapping the Supply and Performance Check of Accessible Tourism Services in Europe".² The tender was issued as part of the EU Preparatory Action on Accessible Tourism initiated by the European Parliament's Committee on Transport and Tourism which sought information about the state of the accessible tourism market, prior to taking possible policy initiatives in the area.

A consortium formed by EWORX S.A. a digital agency, with ENAT and consulting company, Valdari Vicari and Associates (VVA), won the study tender. Given the complexity and size

2 European Commission (2015) Final Report, "Mapping the Supply and Performance Check of Accessible Tourism Services in Europe". DG GROW, produced under EC contract number S.12 645281 by EWORX, ENAT and VVA. Download from: <http://www.accessibletourism.org/?i=enat.en.reports.1740>

of the task, the consortium proposed a series of research activities using various methods and data sources in order to build up the first ever EU-wide mapping of accessible tourism services.

The study included a detailed examination of more than 80 online Accessibility Information Schemes (AIS), where accessible tourism services are listed; a survey of visitors with access requirements and a business survey of tourism suppliers; collation and analysis of national legislation on accessibility and its impact on access in tourism; and performance assessments by over 20 experts in the field of accessible tourism.

One of the key issues which hinders the collection of accurate statistics and presents challenges for measuring performance in accessible tourism is the lack of a unified definition of the term “accessible tourism services”. The English term, Accessible Tourism, has many counterparts and variations including barrier-free tourism, wheelchair tourism, inclusive tourism and tourism for all, and each one carries slightly different meanings and is open to many interpretations. This makes any aggregation of service data from different countries and regions difficult and open to misinterpretation. Therefore, in order to guide the EU study and also as means of improving future transparency in the tourism sector, the Pantou Directory was devised.

2. Workshop format and themes

In this Workshop four speakers will address issues related to the provision of accessible tourism services across the tourism value chain and how, in particular, information about access is used in tourism marketing and how this can be improved.

1. *Mapping the supply of accessible tourism services in Europe: methodological issues and results of the first EU Supply Study.* (Ivor Ambrose);
2. *Information about access: understanding and responding to visitors' questions related to travel and tourism.* (Anna Grazia Laura);
3. *The Pantou Accessible Tourism Directory - an integrated database supporting accessible tourism marketing in Europe* (Spyros Michailidis)
4. *Supply-side Access Auditing and the Pantou Access Statement* (Katerina Papamichail).

3. Mapping the Supply of Accessible Tourism Services in Europe

The first objective of the study was to identify and count, as accurately as possible, those tourism services that can cater for the accessible tourism market, which includes seniors, people with disabilities, families with small children and people with various specific access requirements. Source data for the identification and calculation of accessible services was derived partly from the suppliers listed in so-called *Accessibility Information Schemes (AIS)*, which are published databases of facts and measurements related to the accessibility of tourist venues and services in regions and countries of Europe. The AIS data set was supplemented by newly identified accessible services collected by *Pantou, the European Accessible Tourism Directory*, a tool which was created for this study at <http://pantou.org>.

The study identified 313,286 accessible tourism suppliers in the 28 EU Member States. Of these, 224,036 suppliers were found in the published data from 79 Accessibility Information Schemes in 24 EU Member States. The Pantou

data collection tool contributed 94,551 accessible tourism suppliers, of which 5,301 were already present in national or regional Accessibility Information Schemes. After subtracting the 5,301 “doubles”, the net total of Pantou registered suppliers is 89,250.

Adding the number of AIS suppliers and Pantou suppliers together gives the total figure of: 224,036 (AIS) + 89,250 (Pantou) = 313,286 suppliers.

The above figures are subject to a number of caveats. Firstly, these can only be considered as the “declared” accessible tourism suppliers in these two data pools. The *actual* number of accessible suppliers in Europe will always remain an unknowable number, given that there is no formal Europe-wide registration of such suppliers or the range of services they offer. It is also evident that there are many ways to define and measure “accessibility”, which means that complex issues regarding nomenclature and metrics must be reduced to more manageable concepts in order to produce usable statistics. Finally, suppliers may well make simple access improvements that are not recorded or publicised but which may enhance access for one or other customer group.

Only 4 EU Member States appear not to have any accessibility scheme: Bulgaria, Lithuania, Hungary and Slovakia. In these countries there is therefore less certainty about the frequency or types of accessible tourism services available and the customer groups that are catered for.

It should be noted that the 79 AISs in European Member States apply a variety of different approaches to measuring and defining “accessible” venues and services and therefore the data are not directly comparable in terms of the service types or the provisions for the customers groups they address. The AISs that cover the wider range of accessible services tend to be those of National Tourist Organisations, regions and small businesses that have a diverse number of

competences and manage a broad range of tourism activities in their particular region.

The majority of AISs present *audited accessibility data* on their websites – data that has been gathered by trained assessors. Less than one third of schemes use *legislated access criteria* as a basis for defining their access information and about one third use self-assessed data and Access Statements. Objective measurements of access conditions, such as measurements of the height of steps, internal dimensions of lifts and door-openings, are provided in two thirds of AIS websites.

The study gathered data from a wide range of sources, showing that an estimated 9% of Europe's tourism services already have some level of provision for travellers with specific access needs. However, the distribution of accessible services is highly uneven across Europe. Greater commitment and cooperation is needed between tourism authorities, destinations and enterprises, if supply is to meet the growing demand for accessibility, especially from increasing numbers of senior travellers, many of whom face access difficulties.

On the positive side, the report shows that a number of leading destinations and "mainstream" suppliers are integrating accessibility measures into their products and services, enabling them to serve a wider market, thus making their business more sustainable over the long term.

The "front-runner" countries, with the greatest numbers of accessible services, are France, Italy, Spain and the UK. These and other countries have invested not only in adapting and building accessible infrastructure but also in developing staff training schemes focusing on disability awareness and accessibility as part of customer service training. This, in turn, helps to give customers the confidence to travel with greater security, knowing that their needs will be met.

4. Information about access: understanding and responding to visitors' questions related to travel and tourism

The most frequent barriers encountered by tourists related to *the availability of information on accessible services* (66%) and the lack of available services (50%) according to the study's survey aimed at tourists with accessibility requirements. *Informational barriers relate not only to having access to information but also the reliability of information and being able to have information in various (alternative) accessible formats.*

From a visitor perspective, when performance levels are measured in terms of customer satisfaction, the ratings that are given depend to a large extent on the characteristics of the tourists using the services and facilities, and the type and degree of access requirements that they have. Most users with specific access requirements are either "dissatisfied" (28-44% across all sectors) or "neutral" (42-46% across all sectors) and there is no service that scores particularly highly in terms of service satisfaction side. Only 10% of respondents are satisfied with tour operators and almost half (44%) are dissatisfied. Satisfaction was highest for attractions, museums and other cultural venues (31%).

Accessibility should not only be assessed at the level of individual providers but at a higher level of aggregation, such as the destination, which includes different stages of the supply chain. Accessible destinations, such as those in the case studies, can be best achieved by applying a "holistic" approach that puts the experience of the customer at the centre.

The study has confirmed the general impression that where accessible services are offered, the vast majority of these address the needs of *people with reduced mobility due to motor difficulties or impairments.*

Visitors who have other access requirements, such as those who need services for people with low vision or reduced hearing or special diets, are under-served in the market. Visitors with intellectual disabilities or learning difficulties are the least served of all customer groups. Lack of services for these groups means that their travel choices are limited - but it also implies “lost” income to tourism providers. The majority of service providers do not adopt a cross-impairment approach.

Information provision in 79 Accessibility Information Schemes could be identified for 8 target groups of people with disabilities as follows, (in descending order of frequency):

- Information for people with mobility impairments: present in 78 schemes (99%);
- Information for people with visual impairments: present in 68 schemes (86%);
- Information for people with hearing impairments: present in 62 schemes (78%);
- Information for people with learning difficulties: present in 45 schemes (56%);
- Information for people of very large or small stature: present in 33 schemes (42%);
- Information for people accompanied by a service animal: present in 28 schemes (35%);
- Information for people with asthma-allergy: present in 13 schemes (16%); and
- Information for people with long-term illness e.g. diabetes: present in 12 schemes (15%).

The survey of tourism industry suppliers, conducted as part of the project, found that only 17% of all industry respondents that have some provisions for accessible tourism reported that they could cater to all disabilities. In contrast, among businesses that regard themselves as “specialised” in

accessible tourism, close to 25% of respondents stated that they have provisions for all disabilities. However, there is little evidence, overall, of accessible service integration across the supply chain in the vast majority of locations. In general, accessibility of the tourism sector depends not just on the action of individual businesses but on the accessibility of the entire supply chain that makes up the visitor journey.

4.1. Business barriers

The study has identified important gaps in awareness and knowledge about accessible tourism among suppliers. The European Commission's tourism policy officer, Antonella Corraera, has stated: "One important result of this study is that the first barrier is not the lack of financing for access provisions. There is a perception that accessibility is expensive but when businesses were asked, it was mainly the lack of available guidance that holds them back. Knowing what needs to be done to make their services more accessible is the primary issue."

The study carried out fifteen Case Studies of accessible destinations, from Rovaniemi, the home of Santa Claus in Finland, to Paris Région - the world's number one city for tourism. These studies highlight destinations that are working to create accessible itineraries and experiences for seniors, people with disabilities and families with small children, enabling these customers to enjoy a visit on equal terms with everyone else. Experiences from these destinations have been used to draw up recommendations and explain the tools and methods that other aspiring accessible tourism destinations and suppliers can adopt. The study points to evidence that improvements to accessibility, whether they are in infrastructure or in many kinds of service, can increase sales, encourage repeat visits and bring higher average spend. How-

ever, proving the business case for accessible tourism is still a challenge in many areas. More regular and systematic market data is required in EU countries to guide business investors and public sector actors.

5. The Pantou Accessible Tourism Directory - an integrated database supporting accessible tourism marketing in Europe

In all its areas of investigation, the EU Supply Study clearly identified the major role which *accessibility information* plays in contributing to the growth of accessible businesses and accessible destinations. It was noted that lack of information about access is cited as the greatest barrier to travel for those in the accessible tourism market. There are also significant weaknesses in the quality and amount of information provided for different customer groups.

The Pantou Directory (Pantou means “everywhere” in Greek), was developed for the mapping study in order to provide a coherent and consistent method of gathering data on accessible suppliers and their respective services across Europe. Until now it has not been possible to aggregate and compare data on accessible services across regions and countries of Europe in a reliable manner, since the main data sources – Accessibility Information Schemes – gather their data in many different ways and present the results in a multiplicity of formats.

The Pantou Directory introduces a standardised nomenclature for tourism service types, customer categories (reflecting a variety of specific access requirements) and a cross-referencing system to existing Accessibility Information Schemes, together with metadata standards for identifying the suppliers’ locations and contact details. These features provide, for

the first time, the possibility of gathering harmonised data and producing more reliable analyses of the accessible services provided across all the EU Member States.

The Pantou database was populated by two methods:

1. Online registration by individual tourism suppliers at <http://pantou.org>
2. Data collection from existing third-party databases of accessible suppliers (AIS) by matching relevant data fields to the Pantou database.

From the aggregated data collected and stored in the Pantou database over time, statistical analyses will be able to show comparative trends in the prevalence of services within Member States and the relative rates of supply, for example, related to the different customer categories.

The Pantou database is supported by the European Commission with the aim of providing a single source of information about accessible suppliers. It is something that disabled visitors have been demanding for many years. "There are already many tourism suppliers in Europe who have made efforts to make their business more accessible. But until now, there wasn't a single platform where travellers could search for those suppliers", said Antonio Tajani, former Vice President of the European Commission and responsible for tourism policy within the Enterprise and Industry portfolio, when Pantou was launched in late 2013. "With European populations getting older and in need of better access, it is becoming more and more important to provide high quality information for visitors with accessibility needs", he emphasised.

Vice-President Tajani sees Pantou as the "missing link" that can help people with access needs to plan their future travels more easily. It can also encourage tourism businesses to invest in the accessibility of their services. "This is a win-

win situation. For the tourists, it makes travelling more enjoyable and stress-free and for suppliers, being visible on Pantou provides them with more potential clients”.

Pantou does not aim to replace existing regional or national accessible tourism information platforms. Instead it works with them to extend their reach to European and global markets. Thirty-Five such access information schemes across Europe are collaborating with Pantou to add their suppliers to the directory. Pantou may be the first point of contact for tourists with access needs travelling in Europe but it will still rely on the efforts of destinations and suppliers at the local level to make their detailed access information available to tourists. Suppliers wanting to register may either indicate which accessibility scheme they already belong to or fill in an accessibility statement available on the website. The Pantou service is free for both suppliers and tourists.

As indicated above, a total of 94,551 accessible tourism services were recorded in the EU Study from 35 Accessibility Information Schemes, by transforming the respective data fields and nomenclature to the Pantou data formats.

5.1. Design and development of Pantou.org

The Pantou directory contains an online 3-step registration form for suppliers, with over 70 categories of tourism services including accommodation, transport, attractions and leisure facilities, food and drink, retail, information services, tourist guides, travel operators, travel agents, equipment hire, personal assistance, medical services and all other services used by tourists with specific access requirements. Suppliers can indicate up to 14 different customer types for whom their services are suitable using simple tick boxes. In this way it is possible for visitors to search the database service providers according to their own functional or service requirements,

such as services for persons with hearing impairments, persons accompanied by a service animal and services for families with small children.

Visitors can find listed suppliers using free text search or multiple filters including search by service types, countries, customer types (user requirements) and accessibility information schemes. From the list of suppliers users can select a supplier's profile page and find out more about the supplier's location, contact details, services offered and their accessibility credentials.

The Pantou website uses hyperlinks submitted by suppliers its members (either suppliers or accessibility schemes) to point to verifiable accessibility data sources that are held either by the suppliers themselves or by the accessibility information scheme to which they belong.

6. Supply-side Access Auditing and the Pantou Access Statement

As noted in the previous section, Pantou was designed to provide a single point of reference for customers and suppliers on the availability of accessible tourism services in Europe. It provides profiles of suppliers, describing their location, contact details, a text description of their services and an indication of the customers types they can cater for. A key feature of the Pantou profile is the Accessibility Reference which may be a link to an Accessibility Information Scheme to which the supplier belongs or a link to a downloadable self-declaration statement, known as the "Pantou Access Statement". This statement was developed as an accessibility self-assessment tool for suppliers who are not part of an AIS. This is used particularly by suppliers in regions and countries where no AIS exists.

An Access Statement is a document written by a service provider (or their appointed agent) describing the accessibility characteristics of a tourism service and/or facility, *as objectively and factually as possible*. The Statement is used to inform potential customers or visitors about the service and it is particularly useful as a planning tool for visitors who have specific access requirements. The self-assessment questions and Access Statement template were developed from the earlier EU-funded project *OSSATE, One-Stop-Shop for Accessible Tourism in Europe* which has been used by VisitBritain and other AIS to develop similar access auditing and information instruments.

Pantou has created a MS WORD template and a Help Text so that suppliers can create their own Pantou Access Statement.

When a supplier has completed the Access Statement it should be sent to Pantou for a basic check to make sure that it conforms to the required format and has all the necessary questions answered. It is then uploaded to the supplier's profile page.

The structure and contents of the Pantou Access Statement Form A (WORD document) and the accompanying HELP TEXT Form B (WORD document) will be presented in the Workshop session. Form A is constructed with the necessary headings to make a full Access Statement. Form B (Help Text) explains the kind of information the supplier should include under each heading in your Pantou Access Statement. The Statement Form is designed to allow suppliers of all kinds to create a statement according to the services they supply. For those whose services are offered independent of a particular location or venue, e.g. an online travel agent, it is not obligatory to answer questions relating to physical access of the businesses premises.

The **Pantou Access Statement** (comprising Form A and Form B) is offered as an open resource for tourism suppliers

who offer accessible services. It may be copied and used “as is” for educational or professional purposes, as long as reference is made to the name: **Pantou Access Statement** and the link to the Pantou Directory home page: <http://pantou.org>

In addition to posting the **Pantou Access Statement** on the Pantou Profile page, suppliers may also re-distribute the document on a website or as printed or digital information for visitors.

Registration with the Pantou Directory is quick. Easy and free of charge for suppliers and visitors, thanks to sponsorship by the European Commission. It is therefore seen as a useful tool for marketing accessible tourism services throughout Europe and to the rest of the world, providing a much needed authoritative source of information in a single website.

7. Acknowledgements

The authors wish to acknowledge the contributions of Pierre Hausemer, Kei Ito and Filippa Lofström, VVA, and the ENAT Team of Experts in the 28 EU Member States to the EU Supply Study referred to in this article.



WORKSHOP

Itinerarios

Way of Saint James in Catalonia For All

www.thewayofsaintjamesforall.com

www.caminodesantiagoparatodos.com

Audio-Sign Language-Guides System

Diego J. González Velasco¹ y Monika Oriol²

Abstract: 400 km of route with audio-sign language-guides in the "Way of Saint James in Catalonia for All" project, developed by the Catalan Tourist Board. This initiative is a national and international reference in the implementation of solutions to assure accessibility for all on cultural routes of this kind, including people with disabilities or reduced mobility and particularly people with sensory disabilities (the deaf and hard of hearing, the blind and visually impaired).

The website, www.thewayofsaintjamesforall.com (www.caminodesantiagoparatodos.com), has been launched to provide users with information about the Way on an accessible support. The site conforms to the highest standards of accessibility (WAI AAA).

This is the first tourism promotion website in Spain to provide a sign language version for the deaf, and one of the first to use three sign languages (Catalan, Spanish and International).

Another new development is the possibility of downloading audio-sign language-guides to the different stages that form the Way of Saint James. These provide information for all about cultural and natural heritage, history, traditions, useful information, etc.

1 Technical Secretariat of Accessible Tourism of Catalan Tourist Board. C.e.: info@turismeperatohom.com.

2 Strategic Marketing Unit. Responsible Products of Catalan Tourism Board. C.e.: info@turismeperatohom.com.

The guides feature: audio descriptions for the blind and visually impaired (Catalan, Spanish and English); sign language interpretation (Catalan, Spanish and International Sign System); and subtitles (Catalan, Spanish and English).

Resumen: *"Camino de Santiago en Cataluña para Todos", proyecto desarrollado por la Agencia Catalana de Turismo, ofrece la posibilidad a todos de usar su servicio de audio-signo-guías a lo largo de los 400 km de esta ruta. Esta iniciativa es una referencia nacional e internacional en la implementación de soluciones para asegurar la accesibilidad para todos en rutas culturales de este tipo, incluidas las personas con discapacidad o movilidad reducida, y en particular las personas con discapacidad sensorial (sordos e hipoacúsicos, ciegos y deficientes visuales).*

El sitio web, www.caminodesantiagoparatodos.com (www.thewayofsaintjamesforall.com), se ha desarrollado para ofrecer a todos los usuarios información sobre el Camino en un soporte accesible. El sitio cumple con los más altos estándares de accesibilidad (WAI AAA).

Este es el primer sitio web de promoción turística en España que ofrece información en lengua de signos para personas sordas, y uno de los primeros en utilizar tres lenguas de signos (catalán, español e internacional).

Otra novedad es la posibilidad de la descarga de las audio-signo-guías de las diferentes etapas que conforman el Camino de Santiago en Cataluña. Éstas proporcionan información a todos sobre el patrimonio cultural y natural, historia, tradiciones, información útil, etc. Las audio-signo-guías cuentan con: Audio descripción para todos y especialmente para ciegos y deficientes visuales (catalán, español e Inglés); Signación en lengua de signos (catalán, español y sistema Internacional de signos); y con subtitulación (catalán, español e Inglés).

1. Background

Since late 2007, the promotion of Accessible Tourism products and services in Catalonia has constituted one of the main lines of work of the Catalan Tourist Board. This undertaking has materialised in the form of a specific website that provides information on the accessibility to the tourism products and services Catalonia has to offer: www.thewayofsaint-jamesforall.com.

Two new destinations have recently been added, thereby increasing the number from 23 to 25, and incorporating the project “Way of Saint James for All”.

The overarching goal of this website is to promote the Tourist Destinations in Catalonia which possess the highest standards of accessibility on the basis of the following premises:

- They fulfil the criteria for the holistic tourism experience chain in Accessible Tourism – Tourism for All.
- It is not a mere inventory of tourism facilities, resources or services.
- Destinations have been chosen based on the accessibility of their resources (whether cultural or natural) or leisure areas, and the availability of a range of tourism facilities and services that are accessible to and for all.

For the Catalan Tourist Board, the concept of accessible tourism must be based on the principle that tourism is a fundamental social right of all, since for people with disabilities or reduced mobility, as for everyone, the activities included under the categories of tourism and leisure are key to enjoying quality of life.

This initiative is underpinned by the fundamental principle that tourism accessibility must be conceived as a factor that

is intrinsic to the “quality of tourism products”. Accomplishing high-quality tourism is essential for achieving the full satisfaction of the tourism customer and to ensure the competitiveness of the Catalan tourism industry.

The main benefits obtained thus far as a result of implementing these actions are as follows:

- Facilitating access to the use and enjoyment of tourism services across a large swath of the population characterised by the industry’s mitigation of seasonality and multi-customer nature.
- Recognising, thanks to tourism-related promotional and publicity actions, the companies in the various tourism sub-sectors that fulfil the proper access requirements for people with disabilities or reduced mobility.
- Ascertaining the levels of accessibility of the entire spectrum of tourism products and services by way of a diagnostic study of the situation.
- Educating and raising the awareness of tourism operators and experts in local and provincial authorities as to the importance of taking accessibility into consideration in the planning and management of tourism policies.

2. Way of Saint James in Catalonia For All

Within the framework of this commitment to accessible tourism and coinciding with the last Jacobean Year, the Catalan Tourist Board launched the project “Way of Saint James in Catalonia for All”.

The “Way of Saint James in Catalonia for All” is part of the strategy for advocating ethical, sustainable and accessi-

ble tourism for mitigating seasonality and achieving balance across the regions. In particular, it seeks to facilitate accessibility to the Way of Saint James for all, thereby fostering the image of Catalonia as a destination committed to accessibility and which is well-prepared to receive all manner of tourists, including those with disabilities, reduced mobility or special needs.

The “Way of Saint James in Catalonia for All” is a benchmark initiative on a national and international level when it comes to implementing solutions to facilitate accessibility for all on this kind of itinerary or route, including those with disabilities or reduced mobility, especially the sensory impaired (the deaf and the blind).

2.1. “Way of Saint James for All” Website

The website www.thewayofsaintjamesforall.com (www.camínodesantiagoparatodos.com) has been developed, which is a pioneering tool at national and international level designed to facilitate accessibility for those with sensory disabilities (hearing and seeing) on this type of itinerary or route.

On this website, users are offered information in accessible formats, meeting the most rigorous standards of accessibility (WAI ‘AAA’ compliance).

It marks the first tourism promotion website in Spain which has sign language for the deaf, as well as being one of the first websites with Spain’s two official sign languages (Catalan and



Language: English. Sign Language: International Signs System.

Spanish Sign Languages, CSL and SSL respectively), moreover of International Signs System (ISS).

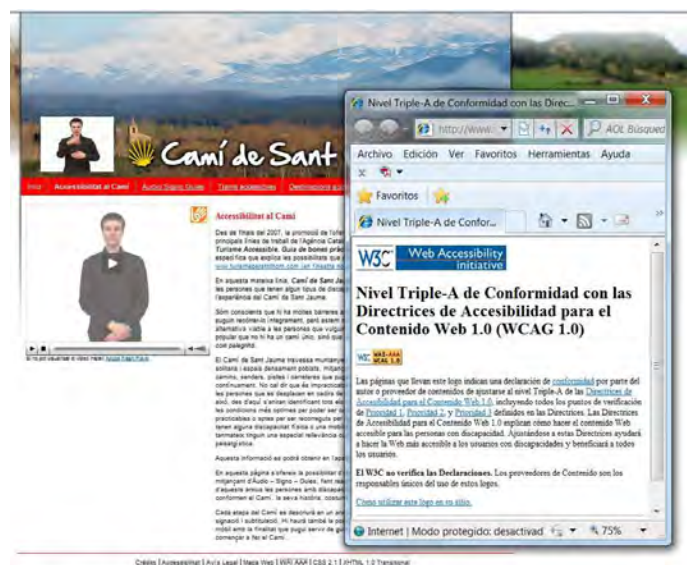
This page is divided into five sections, the title of each link is also communicated in sign language.



Language: Spanish Sign Language: Spanish Sign Language (SSL).



Language: Catalan Sign Language: Catalan Sign Language (CSL).



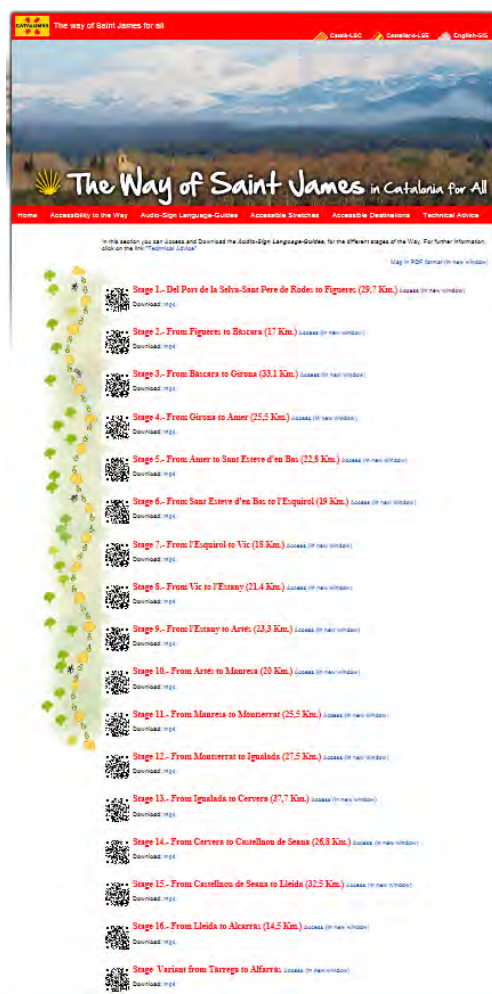
It meets the most rigorous standards of accessibility (WAI 'AAA' compliance).

2.2. Audio-Sign Language-Guides

Furthermore, another new feature on the website is the possibility of downloading information on each of the different stages (cultural resources, nature, history, traditions, useful information, etc.) comprising the Way of Saint James in Catalonia by way of an innovative application called the Audio-Sign Language-Guide, which contains:

- Audio: Audio description for the blind and visually impaired.
- Videos: Sign language interpretation in Catalan (CSL), Spanish (SSL) and International Sing System (ISS)
- Subtitles: In Catalan, Spanish and English

It is the first time that this kind of technology has been implemented in the tourism industry, since nowadays, and not in many Spanish museums, visitors are offered the service of separate Audio-Guides or Sign Language-Guides in accordance with their needs or disability. The Audio-Sign Language-Guide is a unique system designed to be employed by all users, regard-



16 stages.

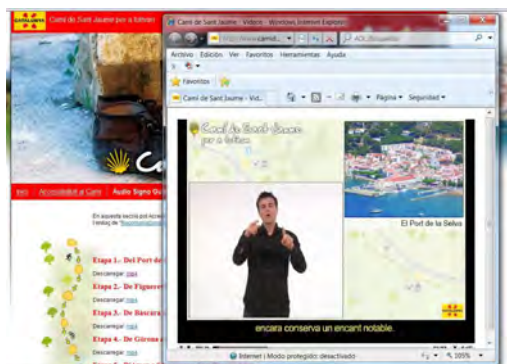
less of whether or not they have a disability, complying with the principle of universal access.

In total, 190 minutes, divided into 16 stages comprising the main section of the Way of Saint James in Catalonia from Sant Pere de Rodes to Alcarràs, are spoken, signed and subtitled.

Those with sensory disabilities and any person that so wishes will be able to download these files on the device they deem most appropriate: mobile phone, computer, PDA, etc.



Download and/or View Audio-Sign Language-Guide.



View Audio-Sign Language-Guide.



Audio-Sign Language-Guide (Spanish and SSL).



Audio-Sign Language-Guide (Catalan and CSL).

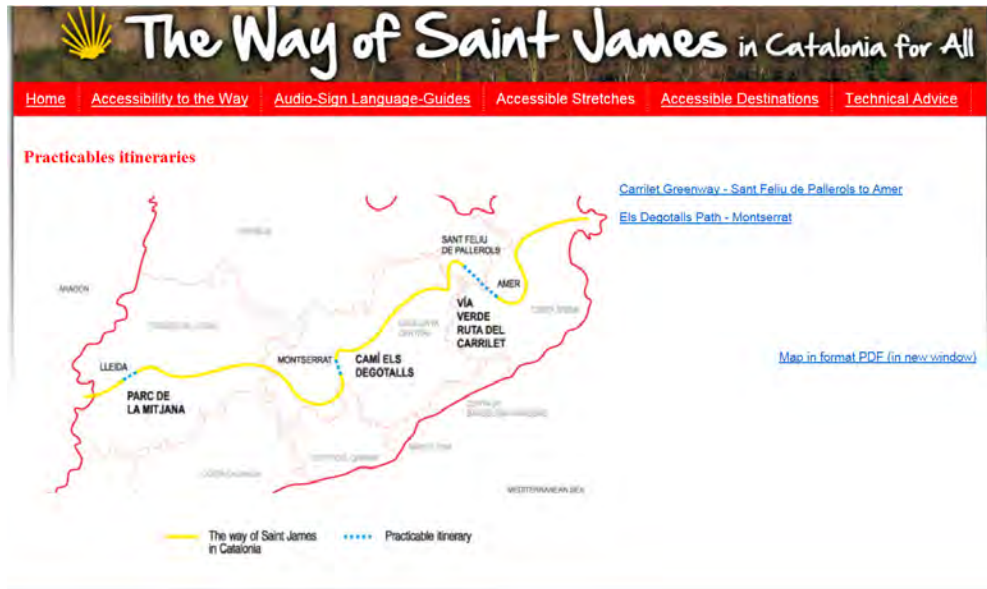


Audio-Sign Language-Guide (English and ISS).

2.3. Apt Stretches for People with Physical Disabilities or Reduced Mobility

The Way of Saint James in Catalonia is a set of trails, roads, paths, tracks, etc., marked by constant ascents and descents and which runs through various types of terrain. It is therefore largely impractical for wheelchair users. However, and based on the study undertaken, some stretches have been identified that feature more optimal conditions and are thus considered apt for people with physical disabilities or reduced mobility, and which also have particular cultural or scenic significance.

This information is also found on the website. Further research is being carried out in this area and new sections that may be incorporated as apt stretches are being studied.



Apt Stretches.

2.4. Accessible Destinations

Moreover, and harnessing the synergies with the project Catalonia, Tourism for All run by the Catalan Tourist Board, a number of destinations already classified as accessible and located on the route of the Way of Saint James in Catalonia have been selected.

Those chosen include:

- Destination 6. La Garrotxa
- Destination 8. Dalí Route
- Destination 9. Costa Brava – Alt Empordà
- Destination 10. Vic – Osona
- Destination 12. Monasteries Route on the Way of Saint James in Catalonia
- Destination 14. Accessible Industrial Tourism Route
- Destination 17. The Cistercian Route
- Destination 16. Barcelona
- Destination 19. Lleida

2.5. Map-Guide to the Way of Saint James in Catalonia

The map-guide contains information regarding the most important points in Catalonia through which the Way of Saint James passes. It features the range of cultural, gastronomic and scenic opportunities within 20 km of the itinerary, identifies the stretches which are accessible to people with physical disabilities and provides information on the possibility of downloading information from the website.

Camino de Santiago para todos

Francisco J. Sardón Peláez¹

Resumen: *El Camino de Santiago es uno de los atractivos turísticos más emblemáticos de España. Cada año, peregrinos de todo el mundo vienen para realizar distintas etapas del Camino. Sin embargo, hay un grupo importante de personas para las que esta experiencia sigue siendo impensable o muy difícil de llevar a cabo por tener unas capacidades, habilidades o destrezas diferentes. Nos referimos a las personas con discapacidad y/o con movilidad reducida y, especialmente, a las que son usuarias de silla de ruedas. El proyecto Camino de Santiago accesible para todos, persigue garantizar que cualquier persona con independencia de sus capacidades pueda vivir la experiencia del Camino y disfrutar de la oferta turística disponible en las diferentes etapas.*

Abstract: *The Way of Saint James (Camino de Santiago) is one of Spain's most emblematic tourist attractions. Each year, pilgrims from around the world arrive to complete the different stages of the Way. Nevertheless, for a large group of people, an experience of this type continues to be unthinkable or at least very difficult because of their different abilities, aptitudes or capabilities. Here, we are referring to people with disabilities or people with reduced mobility*

¹ Presidente de PREDIF y de la Comisión de Ocio y Tiempo libre de Cermi. C.e.: presidencia@predif.org.

(PRM), especially wheelchair users. The Way of Saint James Accessible 4all project aims to ensure that everyone, regardless of any disability they might have, can experience the Way for themselves and enjoy the tourism resources available at the different stages.

1. Introducción

Cuando se habla de turistas con discapacidad y con otras necesidades diversas, a pesar de los múltiples estereotipos que existen, se hace también alusión a todas las personas que por circunstancias transitorias (embarazo, escayola en un miembro corporal) o permanentes (envejecimiento, discapacidad física o sensorial, etc.) se encuentran en una situación que precisa de una atención especial y adecuada a sus necesidades o de entornos con unas características concretas de accesibilidad. Esto pone de manifiesto que cualquiera de nosotros puede formar parte de este grupo.

Como representantes de las personas con discapacidad física, hemos detectado que no se cuenta con guías de turismo o páginas web que proporcionen a los turistas con discapacidad la información que necesitan para la planificación de su viaje y experiencia, a pesar de la multitud de materiales que ofrecen información sobre el Camino de Santiago.

Con este proyecto queremos conseguir que el Camino de Santiago se convierta en una referencia de turismo accesible para todas las personas. El turismo accesible es un concepto relacionado con la eliminación de barreras en los espacios turísticos, pero también implica que los productos, los servicios, las actividades y la información se puedan disfrutar por todas las personas en igualdad de condiciones, sin verse limitadas por tener una discapacidad.

Esto significa, por una parte, que toda la experiencia del viaje debe ser accesible (transporte, alojamiento, restau-

tes, ocio, información, entre otros) y, por otra, que los destinos incorporen soluciones normalizadas no exclusivas para personas con discapacidad, sean seguros para todas las personas y permitan el disfrute de forma autónoma.

El turismo accesible ofrece un amplio abanico de ventajas para los destinos que se orientan a este mercado. Además de garantizar la igualdad de oportunidades en el uso y disfrute de la oferta turística a todas las personas, dota de una mejor calidad a los establecimientos y servicios turísticos, ya que integran criterios de accesibilidad que actualmente reconoce el Instituto para la Calidad Turística Española (ICTE) y otras normas técnicas de calidad. A esto se une que el colectivo de personas con discapacidad y personas mayores son un segmento de mercado en crecimiento. En España, por una parte, hay cuatro millones de personas con discapacidad y, por otra, se prevé que el grupo de personas de más de 65 años representará en 2050 un 30,8% de la población, frente al 16,8% en 2005. La captación de este segmento de mercado posibilita la reducción de la acusada estacionalidad que caracteriza el sector turístico, por el elevado número de personas con discapacidad que no tiene responsabilidades laborales. Además, el segmento de personas con discapacidad puede considerarse como "multicliente", ya que se calcula que una de cada dos personas con discapacidad viaja con un acompañante. Por último, la adecuación del establecimiento o destino turístico a las necesidades de las personas con discapacidad mejora la imagen de las empresas y del destino, al promocionarse como "socialmente responsables".

Este proyecto persigue garantizar que cualquier persona con independencia de sus capacidades pueda vivir la experiencia del Camino de Santiago y disfrutar de la oferta turística disponible en las diferentes etapas del Camino.

También entendemos que este proyecto, a medio y largo plazo, debe abordarse de forma conjunta por todas las co-

munidades autónomas y localidades que atraviesa el Camino de Santiago, de tal forma que la accesibilidad no se limite a tramos concretos, sino que sea total y que el Camino pueda darse a conocer en España y el extranjero como un producto turístico accesible.

El objetivo de este Proyecto es dotar a las personas y servicios que participan en la experiencia del Camino de Santiago de elementos de uso e información, que faciliten la accesibilidad, en su más amplia acepción, favoreciendo los principios de normalización y autonomía; incorporando elementos de innovación que faciliten la comunicación de la experiencia entre los peregrinos y los prestadores de servicios antes, durante y después de su realización.

2. Metodología

Dicho proyecto se concreta en una guía, para la que se ha analizado el Camino de Santiago en los tramos de Castilla y León, y de Galicia, ambos pertenecientes al Camino Francés. Asimismo, la guía contiene información de los recursos turísticos complementarios: transporte, alojamiento, restaurantes, monumentos, ocio, etc., que reúnen un nivel adecuado de accesibilidad para personas con discapacidad.

En dicha guía, cada tramo, producto, recurso turístico o actividad analizados cuenta con una descripción detallada de su nivel de accesibilidad física, visual y auditiva en las diferentes estancias y servicios que ofrece, así como una breve información general sobre su localización y entorno. Además incluirá información en “lectura fácil”.²

² La lectura fácil es una técnica de redacción que ayuda a la comprensión lectora a todas las personas, principalmente aquellas con dificultades, como personas con discapacidad intelectual, personas mayores con

PREDIF pretende extender este proyecto a todas las rutas y Comunidades Autónomas por las que pasa el Camino de Santiago, aunque en 2015 únicamente va a realizarse en las Comunidades ya indicadas de Castilla y León y Galicia. Todos los contenidos de la guía, rutas y establecimientos, se publicarán en el [portal web de Turismo Accesible de PREDIF](#), en la aplicación [TUR4all](#), en el [Geoportal de Turismo Accesible](#) y en la capa [Layar TUR4all](#) de realidad aumentada.

PREDIF, desde el año 2004, cuenta con un protocolo de comprobación de la accesibilidad, específico para establecimientos turísticos. Este protocolo se diseñó en colaboración con el CEAPAT (Centro de Referencia Estatal de Autonomía Personal y Ayudas Técnicas) y diversas organizaciones representativas de las personas con discapacidad en España (ONCE, FESORCAM, FEAPS, FIAPAS, CNSE). Además participaron distintos profesionales del sector turístico. Este protocolo se ha informatizado y recogido en una aplicación móvil utilizada por el equipo técnico de PREDIF. La aplicación permite modificar los criterios de accesibilidad teniendo en cuenta la normativa estatal y autonómica con la que se valorará el establecimiento. En este caso el análisis se haría en base al Código Técnico de la Edificación³ que es de ámbito estatal y a las distintas normativas autonómicas de accesibilidad.

Tras la selección de los recursos a analizar a través de contacto y criba telefónica según unos criterios mínimos de accesibilidad (alojamientos con al menos una habitación re-

capacidades intelectuales mermadas por la edad, personas analfabetas funcionales o sin estudios básicos terminados, así como extranjeros con un bajo dominio del español.

3 Real Decreto 173/2010, de 19 de febrero, por el que se modifica el Código Técnico de la Edificación, aprobado por el Real Decreto 314/2006, de 17 de marzo, en materia de accesibilidad y no discriminación de las personas con discapacidad.

servada para personas con movilidad reducida, restaurantes con aseo adaptado y recursos culturales, naturales, edificios públicos, etc. que permitan circular con una silla de ruedas y con aseo adaptado), se procede al trabajo de campo, donde se realiza el análisis *in situ* de los recursos turísticos elegidos.

Esta fase es muy importante, ya que también sirve para sensibilizar a los responsables de los establecimientos en este tema y durante la visita se les explica cuáles son las necesidades de las personas con discapacidad y las posibles mejoras que serían de gran utilidad para que su establecimiento ofrezca un elevado nivel de calidad para todos sus clientes.

Los tipos de recursos que se han visitado son albergues, campings, casas rurales, alojamientos de distintas categorías, restaurantes, monumentos de patrimonio histórico y natural, ecomuseos, casas del parque, oficinas de turismo y cualquier tipo de establecimiento relacionado con el Camino de Santiago.

Se realizó un informe descriptivo y objetivo de las condiciones de accesibilidad para cada establecimiento analizado. Este es de carácter divulgativo y está dirigido a los turistas. Estos informes se han publicado en el Portal de Turismo Accesible de PREDIF, en la página web de este proyecto y en otras herramientas tecnológicas.

Cabe decir que la metodología utilizada para este tipo de informe ha sido probada y avalada por las distintas organizaciones que representan a las personas con discapacidad en España. Por ello recoge información sobre la accesibilidad física, visual y auditiva de los establecimientos y además, parte de los contenidos están redactados en "lectura fácil".

A los establecimientos que no cumplen las condiciones mínimas de accesibilidad establecidas por PREDIF para ser publicados en la guía y resto de herramientas tecnológicas de promoción turística, se les han dado recomendaciones para mejorar el nivel de accesibilidad de sus instalaciones y servicios.

Los criterios utilizados para seleccionar los establecimientos visitados son:

- Reunir unos requisitos mínimos de accesibilidad establecidos por PREDIF y las administraciones públicas involucradas en el proyecto.
- Tipología de los establecimientos: para que la oferta de establecimientos sea lo más amplia posible, se han seleccionado recursos turísticos de diferente tipo y categoría (hoteles rurales, casas rurales, apartamentos, museos, restaurantes, monumentos, etc.)
- Exclusión de establecimientos específicos para personas con discapacidad. PREDIF apuesta por el turismo para todo, su objetivo último es conseguir la normalización de este sector. Por eso, se ha excluido cualquier tipo de establecimiento que no pueda ser utilizado por todas las personas.

PREDIF solicitó a los responsables de los establecimientos una autorización para publicar los datos recogidos durante el trabajo de campo en las distintas páginas web y aplicaciones móviles.

También se ha redactado un informe de accesibilidad para cada ruta del Camino de Santiago que proporciona información de los tramos considerados adecuados para Personas con Movilidad Reducida (PMR). Cada itinerario del camino se ha clasificado en tres categorías: tramo apto para PMR, tramo practicable para PMR o tramo no apto para PMR.

Los tramos aptos para PMR son aquellos que consideramos pueden ser recorridos sin dificultades importantes por personas con movilidad reducida.

Los tramos practicable para PMR son aquellos que pueden ser recorridos por PMR, pero se recomienda que preferiblemente vayan acompañados porque encontrarán obstáculos.

los puntuales y, en algunos casos, necesitarán la ayuda de otra persona.

Los tramos no aptos para PMR son aquellos que no están adaptados para ser recorridos por PMR y sus características no se recogerán en las web o aplicaciones móviles. Para estos últimos se especificarán los itinerarios alternativos accesibles que puedan existir.

En la información proporcionada de cada tramo, también se alerta de los obstáculos puntuales que los visitantes pueden encontrar durante el recorrido.

La información de cada tramo está clasificada en Información General, Accesibilidad Física, Accesibilidad Visual, Accesibilidad Auditiva y en Otras Instalaciones y Servicios.

También se hace un resumen de las condiciones de accesibilidad de los tramos mejor adaptados de la ruta en el apartado de "Discapacidad Intelectual" que está redactado en lectura fácil.

3. Herramientas tecnológicas

La Fundación Aspaym Castilla y León, integrada en la confederación estatal PREDIF, gracias a la colaboración del área de Innovación de la Fundación Vodafone España, ha desarrollado las siguientes herramientas tecnológicas que complementan este proyecto.

3.1. Comunidad virtual online "Camino de Santiago entre todos"

Se crea Comunidad virtual, cuyo elemento común para todos los miembros es la experiencia del Camino de Santiago y sus significados particulares. Los soportes tecnológicos que per-

miten la participación en la Comunidad Virtual son una Página Web y una Aplicación Móvil.

Estas herramientas TIC ofrecerán un espacio de encuentro online entre todas aquellas personas que de una u otra forma están vinculadas con el Camino, bien sean peregrinos, prestadores de servicios, población local o simplemente todas aquellas personas que consideran que tienen algo que aportar y compartir en este espacio de comunicación y relaciones.

Tanto la web como la aplicación móvil permitirán que los peregrinos con necesidades de accesibilidad puedan integrarse en la Comunidad Virtual con una participación y utilidad referida a:

- La planificación previa del recorrido general o por etapas.
- La realización cómoda y segura de la experiencia y la comunicación de la misma durante o una vez finalizada.
- El intercambio de información entre peregrinos que permita dar respuestas a cuestiones que no sepan resolver por sí mismos.
- La posibilidad de dar apoyo a otros peregrinos que lo necesiten (para expresar su empatía o emoción).
- La posibilidad de debatir, indicar, recomendar o sancionar con sus opiniones y comentarios los aspectos de uso de los servicios de dicha experiencia a otros potenciales peregrinos presentes o futuros.

La creación de esta Comunidad Virtual no sólo aporta beneficios a los peregrinos, también es una fuente de ventajas para las empresas privadas y organizaciones relacionadas con la experiencia del Camino de Santiago.

3.2. Página web “Camino de Santiago accesible para todos”

La página web se ha diseñado en un entorno 2.0, que facilita compartir información, la interoperabilidad, el diseño centrado en el usuario y la colaboración en la World Wide Web. Un sitio Web 2.0 permite a los usuarios interactuar entre sí y colaborar como creadores de contenidos para ser compartidos en la Comunidad Virtual.

La página cuenta con apartados de información útil y actualizable como:

1. Información sobre el Camino
2. Información sobre hospedajes y restauración
3. Puntos de especial interés
4. Eventos
5. Recursos y servicios
6. Información climatológica
7. Chat
8. Blog
9. Wiki
10. Redes sociales

La web recoge diferentes enlaces con otros servicios de interés, como centrales de reservas o webs de información turística que ya estén desarrolladas y operativas. También enlazará con otras webs de turismo accesible del Camino de Santiago desarrolladas en otras regiones, como por ejemplo Cataluña.

Diversos espacios de publicidad y promoción en la web se contemplan como uno de los recursos para su sostenibilidad económica.

La página web es accesible y cumple las pautas de accesibilidad al contenido Web 2.0 del W3C aprobadas como Están-

dar Internacional ISO/IEC. A la hora de diseñarla se ha prestado especial interés en las necesidades de las personas con discapacidad visual y personas que usan productos de apoyo para utilizar el ordenador. La información relevante también estará disponible en Lectura Fácil.

3.3. Aplicación móvil “Camino de Santiago para todos”

Otra de las infraestructuras de comunicación, imprescindible para un óptimo y progresivo desarrollo de la Comunidad Virtual, es la creación de una Aplicación Móvil específica.

Se trata de una aplicación nativa desarrollada para dispositivos móviles, en formato tanto de Smartphone como de Tablet con sistema Android e iOS y de descarga gratuita para los usuarios finales. Las App además de estar disponibles en los market correspondientes, podrán descargarse con un único código QR personalizado. Con esta aplicación pretendemos llegar al mayor número de personas posible. La app será multi-idioma, en 2015 estará disponible en castellano y en inglés y posteriormente en otros idiomas. Además podrá descargarse en España y fuera de España.

Las funcionalidades de la app son:

- Mi camino (planificación del camino): herramienta que permite a los participantes la organización de su viaje, accediendo a los contenidos gestionados por PREDIF y la Fundación Aspaym Castilla y León, a las recomendaciones de otros usuarios y la localización de establecimientos y puntos de interés. Además contará con mapas generales del camino e itinerarios específicos con distancias entre puntos.
- Por el camino (localización de sitios de interés, establecimientos hosteleros y compañeros de viaje): es una utilidad en tiempo real que permite a los participantes

ver los avisos del camino y ponerse en contacto con los establecimientos y puntos de interés (geolocalización de recursos y servicios). Permitirá el servicio de reserva de alojamientos enlazando a centrales de reservas operativas.

- Nuestro camino (fotos y conexión con los compañeros de viaje): acceso a la comunidad virtual, donde se pueden ver los blogs de los caminantes, fotos, videos y comunicarse con los compañeros de viaje. Permitirá la localización de otros usuarios agregados como amigos, información de realidad aumentada por geolocalización e información meteorológica.
- Cuaderno de viaje: sellado virtual de las etapas del camino
- Camino para todos: área del proyecto social dedicada a la accesibilidad haciendo hincapié en aquellos lugares accesibles dentro del camino de Santiago.
- ¿Quiénes somos?: información corporativa de PREDIF y Fundación Aspaym Castilla y León y los patrocinadores de la iniciativa, Fundación Vodafone y Fundación ONCE.
- Contacto: información de contacto de las entidades gestoras de las herramientas (dirección, teléfono, correo, web, enlaces de redes sociales y mapa de ubicación)
- Multi-idioma: la App se descargará en el idioma utilizado por defecto en el dispositivo móvil.
- Compartir información: todas las secciones están diseñadas para compartir información. La publicación de imágenes, videos, textos, establecimientos y otros se podrá realizar al estar registrado en la comunidad virtual "camino para todos" y a través de los perfiles personales de redes sociales de los usuarios (facebook, twitter, correo, whatsapp, etc.)

Al igual que la página web, la App cumplirá con los criterios de accesibilidad para aplicaciones móviles para que pueda ser utilizada por personas con discapacidad visual y con dificultades de manipulación.

4. Tarjeta de beneficios “Camino de Santiago con todos”

La tarjeta de beneficios se plantea como una forma de incentivar el consumo de productos y servicios en el Camino de Santiago. Es el soporte físico del proyecto que ofrece bonificaciones (descuentos, condiciones especiales, premios etc.) al titular, cuando consume productos o usa los servicios de las empresas incluidas en la página web y app móvil.

A esta tarjeta de descuentos podrán adherirse establecimientos y servicios tales como:

- Alojamientos
- Restaurantes
- Comercios
- Alquileres de vehículos
- Servicios de transporte
- Servicios postales y de mensajería
- Seguros
- Otros

La tarjeta de beneficios es útil al usuario por los incentivos que conlleva y es interesante para los promotores por las acciones de marketing relacional que propicia, derivadas de la información que aporta sobre los usuarios y sus consumos. Información que posibilita la creación de nuevas propuestas o mejora de las ya existentes.

5. Otras herramientas TIC de Turismo Accesible asociadas al proyecto

La web de PREDIF (www.predif.org) dispone de un portal de Turismo Accesible en el que se han publicado más de 2.400 establecimientos turísticos de toda España y cada mes se incluyen más.

Además, PREDIF ha desarrollado, con la colaboración de Fundación Vodafone España, la aplicación móvil TUR4all, el Geoportal de Turismo Accesible para todos y la capa Layar Mobile TUR4all de realidad aumentada. Estas herramientas son accesibles y gratuitas y se alimentan de una misma base de datos constantemente actualizada.

TUR4all recoge las condiciones de accesibilidad de establecimientos turísticos de todo el territorio español. A través de ella se pueden encontrar alojamientos, bares, restaurantes, bodegas, oficinas, de turismo, monumentos, museos y centros culturales, playas, espacios lúdicos, rutas urbanas, etc. La app permite planificar el viaje, accediendo a la información por provincias, tipo de establecimiento y criterios de accesibilidad. Además TUR4all está diseñada para personalizar las búsquedas según las necesidades de accesibilidad del usuario. Su sistema de geolocalización facilita la identificación de los establecimientos accesibles más próximos.

El Geoportal de Turismo Accesible para Todos posibilita el acceso a la información de los establecimientos a través de la navegación geográfica. El usuario puede crear una guía turística a su medida utilizando la herramienta "Plan de viaje". Gracias al Geoportal, PREDIF puede compartir la información de los recursos turísticos accesibles de su base de datos con otros sistemas geográficos y plataformas turísticas.

La capa Layar Mobile TUR4all de realidad aumentada complementa las herramientas anteriores ya que permite al usua-

rio buscar por tipología los recursos turísticos más cercanos e interactuar con el entorno.

Los establecimientos turísticos accesibles analizados en este proyecto y las distintas rutas del Camino de Santiago se publicarán también en todas estas herramientas TIC.

Las herramientas TIC específicas del Camino de Santiago se alimentarán de la base de datos de TUR4all con el objeto de facilitar la actualización simultánea de los contenidos en todas las herramientas.



WORKSHOP

Apps Turísticas en Destinos

Análisis de las aplicaciones móviles de destinos turísticos y su accesibilidad

Miguel Ángel Sánchez Jiménez¹

Resumen: Los dispositivos móviles se han convertido en un elemento imprescindible en nuestra vida. Este hecho no puede pasar desapercibido por las marcas y los participantes del negocio empresarial, que ven una gran oportunidad para dirigirse a los consumidores, cumpliéndose así una de las máximas del marketing, en el que estos participantes deben estar donde están los consumidores. Esta oportunidad abre un amplio abanico de herramientas y estrategias para relacionarse, comunicarse y ofrecer un mayor valor a los consumidores a través del marketing móvil. En este nuevo concepto de negocio destaca la oferta de destinos turísticos, cuyas características son idóneas para ser tratado en este ámbito. Además, existe una diversidad de grupos sociales que navegan a través de las aplicaciones móviles, entre ellos las personas discapacitadas. Para que una persona discapacitada pueda acceder a los contenidos disponibles en este tipo de plataformas desde un dispositivo móvil, éste tiene que ser accesible. En este artículo consideramos de interés realizar un análisis de las principales aplicaciones móviles de destinos turísticos, tomando como referencia su accesibilidad, comprobando así sus características a través de varios factores.

1 Universidad de Cádiz. C.e.: Miguelangel.sanchez@uca.es.

Palabras claves: *Nuevas Tecnologías, Dispositivos Móviles, Marketing Móvil, Aplicaciones Móviles, Turismo, Destinos Turísticos.*

Abstract: *Mobile devices have become an essential element in our life. This fact cannot pass unperceived by company business trademarks and their participants, they see a great opportunity to focus on the consumers, achieving one of the marketing maxims, where these participants should be where the consumers are. This opportunity opens a wide variety of tools and strategies to connect, communicate and offer a largest value to the consumers through marketing mobile. In this new business concept stands out the importance of the tourist destinations offer, whose characteristics are suitable for treatment in this area. In addition, a variety of social groups navigating through mobile applications, including people with disabilities. For a disabled person to access the content available on these platforms from a mobile device, it has to be accessible. In this article we consider interesting to conduct an analysis of the main tourist destinations mobile applications, with reference to its accessibility and checking their features through various factors.*

1. Introducción

La creciente importancia de las nuevas tecnologías y el marketing digital hace necesario el estudio del impacto que tendrán estos aspectos en el negocio empresarial, más concretamente en aquellos sectores que son más importantes en nuestro país. El estudio llevado a cabo por *Travel & Tourism Competitiveness Report 2015* que realiza anualmente el Foro Económico Mundial especifica que el turismo es el sector más importante en nuestro país y que España cuenta con la economía mejor preparada para el turismo obteniendo el mayor

índice de competitividad de viajes y turismo. Además, se especifica que la clave de conseguir el primer puesto este año ha sido el desarrollo digital que ha vivido el sector turístico español, destacando “la habilidad para apoyar digitalmente las búsqueda de entretenimiento” lo cual refleja cómo el país se ha adaptado a los hábitos de consumo llegados con la revolución digital. Dentro del futuro del sector turístico señala la importancia en el desarrollo de las tecnologías de información y comunicación (TIC) como uno de los retos pendientes. Por último, señala la necesidad de que el sector se adapte rápidamente al marketing digital y como Internet en el móvil define cada vez más cómo los viajeros seleccionan, planifican y evalúan sus viajes. Por lo tanto queda claro que resulta esencial señalar la necesidad de que los países se adapten a las nuevas tendencias del turismo.

Dentro de estas nuevas tecnologías de la comunicación nos vamos a centrar en aquella que se da a través de los nuevos dispositivos móviles inteligentes o Smartphone, en el que el marketing móvil y el uso de aplicaciones móviles han cobrado una gran importancia en estos últimos años. El VI Estudio Anual del Mobile Marketing realizado por IABSpain resalta esta importancia del marketing móvil, en el que la inversión en este ámbito ha crecido una media del 65% anualmente. Además, resalta otros puntos que hacen denotar la necesidad de tener en cuenta el concepto móvil: La alta penetración de estos dispositivos (alcanzando actualmente el 87% de personas con un Smartphone), el gran aumento del tiempo medio de conexión a través de estos dispositivos, el mayor uso de estos dispositivos en detrimento de otros más tradicionales como el ordenador de sobremesa o portátiles, el uso del móvil en el proceso de decisión de compra, el aumento de la presencia de las marcas y el aspecto que más nos interesa en este estudio en el cuál los productos y servicios más buscados a través de los dispositivos móviles son referidos al ocio

y a viajes, lo cual vuelve a destacar la importancia que tiene esta nueva tecnología en el sector turístico.

Dentro de la oferta turística, en este trabajo nos vamos a centrar en los destinos turísticos. Bigné et al (2000) definen el destino turístico como un área que presenta características reconocidas por los visitantes potenciales, las cuales justifican su consideración como entidad y atraen viajes al mismo, con independencia de las atracciones que existan en otras zonas. Se indica que el destino turístico va a depender del número de recursos concentrados, el posicionamiento del destino (su imagen respecto a otros destinos competidores) y el comportamiento de los propios turistas. El marketing puede definirse como el proceso social y de gestión a través del cual los individuos y los grupos obtienen lo que necesitan y desean, mediante la creación e intercambio de productos y valor con otros. De esta manera el marketing de destinos turísticos se basa en satisfacer las necesidades del turista (consumidor turístico) considerando el bienestar y los intereses a largo plazo tanto de los propios turistas como de la localidad local, mejorando su calidad de vida. De esta manera multitud de destinos turísticos compiten para atraer y satisfacer a consumidores turísticos.

Según la investigación llevada a cabo en el año 2013 por la Universitat Pompeu Fabra de Barcelona, los destinos turísticos han tenido que adaptarse a las nuevas tecnologías de la comunicación que han ido surgiendo y que han afectado al marketing de dichos destinos. El primer gran cambio sucedió con la aparición de la Web, más tarde con la utilización de las redes sociales y en la actualidad con las aplicaciones en dispositivos móviles. Esta adaptación se ha ido llevando a cabo en un proceso de prueba y error, en el que iniciativas pioneras han servido como lección a los demás competidores. De esta manera resulta muy útil para el sector conocer que tipos de iniciativas se están llevando a cabo y como se están desarrollando.

2. Marketing móvil

Una vez delimitado el ámbito de estudio y su importancia se desarrollarán conceptos que resultan esenciales en el actual trabajo y ayudarán a comprender el posterior estudio de las aplicaciones móviles de destinos turísticos. De esta manera es de vital importancia conocer qué es el marketing móvil y cuáles son sus características y herramientas primordiales.

El marketing móvil o mobile marketing puede tomar varias acepciones, vamos a destacar varias de ellas que se encuentran en la revisión bibliográfica y que se asemejan más al ámbito que estamos estudiando. "El llamado marketing móvil es el conjunto de todas aquellas acciones de Marketing y comunicación cuya estrategia e implementación se desarrolla a partir de las capacidades y prestaciones de la telefonía Móvil y de los dispositivos Móviles en general" (Anetcom, 2010). Otra definición proviene de la asociación de marketing móvil en España (MMASpain) la cuál define lo define como aquellas actividades de marketing llevadas a cabo a través de un dispositivo móvil para comunicarse y relacionarse con los consumidores de una forma interactiva y relevante, y distribuir los productos de la organización. Jelssi y Enders (2005) lo definen como "la distribución de algún tipo de mensaje y promoción, entregando a un dispositivo portátil anuncios valiosos para el consumidor, con el objeto de realzar los ingresos de la marca". Salter y Michael (2006) lo definen como el empleo de un dispositivo móvil como un canal de comunicación y entretenimiento entre una marca y el consumidor final. Por su parte Gómez Tinoco (2010) considera el marketing móvil como "Aquella técnica de marketing y comunicación que hace uso de las plataformas móviles e inalámbricas, por mensajería, por navegación o por dispositivos con conexión inalámbrica entre uno o más terminales, con el objetivo de enviar comunicaciones

comerciales segmentadas y personalizadas e interactivas, y alcanzar a un consumidor “en movimiento”.

Antes de seguir avanzando en el concepto y características del marketing móvil cabe resaltar a que nos referimos como dispositivo móvil, Ortega (2010) define dispositivo móvil como soportes digitales pequeños, de fácil uso y manejo, que permiten su traslado a cualquier lugar sin dificultad y cuyo consumo se hace sin necesidad de conexión eléctrica. Teniendo en cuenta esta definición podemos tomar como ejemplo de dispositivos móviles a varios tipos de productos como son los teléfonos inteligentes o Smartphone, Tablets, relojes inteligentes, otros móviles, GPS, PDA o dispositivos de música. No obstante, debido a su importancia, para este estudio tomaremos como referencia los teléfonos inteligentes o Smartphone, según GSMSpain los Smartphone se pueden definir como un ordenador que por lo general tiene una pantalla táctil o un teclado en miniatura y que permite por sus prestaciones y capacidades acceder a una gran cantidad de servicios en movilidad. Una de las características principales de estos Smartphone es la existencia de programas ejecutables que llamaremos aplicaciones móviles y pueden ser instaladas en el dispositivo. Tal como indica Jiménez (2008) el dispositivo móvil se ha convertido ya en un elemento imprescindible en nuestra vida y su importancia seguirá creciendo a un nivel exponencial durante muchos años, revolucionando nuestras vidas y cambiando el hábito de consumo de los usuarios, convirtiéndose este dispositivo como un mando a distancia de nuestra vida.

De todas esas definiciones de marketing móvil se pueden obtener varios puntos esenciales que especificamos a continuación:

- **Comunicación:** Transmitir mensajes, servicios e ideas promocionales.

- **Relación:** Conexión con el cliente e identificación de nuestra marca de forma más directa y completa.
- **Distribución:** Compra de productos y servicios a través de los dispositivos móviles. (m-commerce).
- **Interacción:** Mayores posibilidades de interacción y de potencial para enriquecer las experiencias de los consumidores.
- **Relevancia:** El marketing está donde está el consumidor.

Varias son las características del marketing móvil, nombraremos cada una de ellas teniendo en cuenta los estudios de Ramos (2012), Melendo Rodríguez-Carmona (2010) y Ortega (2010):

- Penetración.
- Ubicuidad: 24 horas, 7 días a la semana.
- Simplicidad, comodidad y funcionalidad.
- Personal.
- Posibilidades de segmentación y personalización muy elevadas.
- Aprovechamientos de elementos tecnológicos : Geolocalización, proximidad (bluetooth), realidad aumentada, etc.
- Directo (sin intermediarios).
- Interactividad.
- Mejora en la experiencia del usuario.
- Creación de oportunidades de negocio.
- Bajo coste, rapidez y adaptabilidad en las campañas de marketing móvil.
- Medio altamente eficaz y complementario con las demás acciones de marketing.

Hernández (2014) comenta en su obra la importancia que está cobrando esta nueva manera de hacer marketing para las marcas. Las marcas deben estar donde están los consumidores y tal como estamos viendo los consumidores están conectados a través del dispositivo móvil, por lo tanto resulta imprescindible que las marcas aprovechen esta oportunidad. El móvil está cambiando cómo, cuándo y dónde las marcas interactúan con los consumidores. La capacidad de interactuar a un nivel más personal crea nuevas oportunidades para conectar y recompensar a los consumidores, mejorando así sus experiencias. La clave está en usar las características propias del marketing móvil para lograr un beneficio para el consumidor, satisfaciendo así sus necesidades, por lo tanto habrá que aprovechar estas nuevas oportunidades que se generan para la creación y el desarrollo de valor para los consumidores.

Debemos comprender que el marketing móvil va más allá del propio dispositivo y debe ser entendido desde una perspectiva de mejora del servicio (Arroyo-Vázquez, 2012). Para ello, debemos centrarnos en comprender las necesidades de los usuarios en un escenario de movilidad de los servicios de información que se ofertan y enriquecer la experiencia para generar vinculación (engagement) del usuario con la aplicación.

Diversas son las herramientas o factores de interés que pueden analizarse en el marketing móvil como pueden ser: la Web Responsive, la geolocalización, el marketing por proximidad, la publicidad móvil, el emailing, el social media mobile, el cuponeo o la realidad aumentada. No obstante, solo trataremos aquellos aspectos que sean relevantes para nuestro objeto de estudio, el sector turístico, dentro de su apartado correspondiente.

3. Las aplicaciones móviles

Como hemos comentado antes, actualmente podemos afirmar que el acceso desde el Smartphone está superando a otros medios más tradicionales como el ordenador de sobremesa o los portátiles. Para acceder al contenido del Smartphone debemos destacar que las aplicaciones móviles (apps) son el principal punto de acceso a la información por parte de los usuarios, tal y como detalla el informe publicado por ComScore. Dicho estudio recoge como los usuarios ya destinan el 60% de su tiempo *online* a estos dispositivos y de dicho tiempo, un 51% de este, lo utilizan dentro de aplicaciones móviles.

De esta manera, esta consolidación de las apps como la principal vía de acceso a Internet a través de dispositivos móviles demuestra su gran importancia en el marketing móvil. Consolidación gracias a un cambio de comportamiento liderado por los jóvenes menores de 45 años (Arroyo-Vázquez N, 2013). El comportamiento medio del usuario español se caracteriza por un acceso diario de más de dos horas y media y con una utilización del móvil de más de 150 veces al día.

Dentro del 5º informe de las apps en España (App Date, 2014) nos encontramos con que el usuario medio de las aplicaciones tiene entre 25 y 40 años, usa sus aplicaciones favoritas más de una vez al día y tiene instaladas más de 39 apps de media en su Smartphone. Además, en general existen 23 millones de usuarios activos de apps y se descargan más de 3,8 millones de aplicaciones al día.

Desde el punto de vista económico vamos a tomar como referencia el informe de Visión Mobile (2014) en el cuál se especifica que el negocio de las apps generó 19.300 Millones de euros en el 2013. Además, en el mismo año se invirtió más de 110 Millones de euros en España, generando este nuevo sector más de 1 Millón de puestos de trabajo en 2013 en la

UE. De esta manera, desde su aparición en el año 2007 la economía de aplicaciones ha experimentado un gran crecimiento y ha tenido un profundo impacto en la manera en que las personas usan los teléfonos móviles. Asimismo, el gran impulso final para el móvil y las aplicaciones fue lanzamiento en el 2008 de las tiendas de aplicaciones, propulsada por los Smartphones (cada vez más potentes) y posteriormente con las tablets en 2010. (Vision Mobile, 2014).

En el 2007 aparecieron las aplicaciones con los Smartphones, cuyo pionero fue iPhone de la marca Apple, hecho que revolucionó la telefonía móvil y por tanto el de las propias aplicaciones (Montaner Barrio B, 2013), desde entonces se ha producido un gran crecimiento que continua actualmente.

Una vez destacado la importancia de nuestro objeto principal de estudio para este trabajo definiremos el concepto de aplicación móvil. Para ello tomaremos varias definiciones provenientes de la revisión bibliográfica. La Mobile Marketing Association (MMA, 2012), nos define una aplicación móvil como “un soporte en sí mismo para comunicar, impactar, relacionarse, intercambiar y comerciar desde el punto de vista de Marketing; ofrecen un importante servicio de valor añadido al usuario”. Por otro lado, The App Date (2014) define una app como “aquella herramienta que da un uso concreto sobre una amplia variedad de temas a un dispositivo electrónico”. De esta manera, su capacidad para adaptarse a los distintos tipos de dispositivos, ya sean Smartphone, tabletas, ordenadores, televisores, electrodomésticos, vehículos y otros aparatos tecnológicos en pleno desarrollo, permite ampliar los servicios o contenidos para el usuario. Otros autores como Arroyo-Vázquez (2013) definen una app como programas que se instalan en nuestro dispositivo móvil y amplían así sus funciones. Montaner (2013) completa esta definición añadiendo que una app debe ser descargada e instalada en el móvil (normalmente desde una tienda virtual, como AppStore

o Google Play). Según Lara-Navarra et al (2014) las apps son un elemento clave de valor añadido que nos permiten comunicar, impactar, intercambiar y fidelizar al usuario a través de su uso, dado que son capaces de dar respuesta inmediata y de forma personalizada cumpliendo los criterios de información ubicua, en cualquier lugar, a cualquier hora y a medida. En este mismo artículo, se considera que este aceptamiento de las aplicaciones puede atribuirse a tres grandes cambios. Por un lado, apremian la evolución del propio concepto de teléfono, atribuyéndole utilidades más allá de las simples llamadas telefónicas. Por otro lado, destacan la facilidad de uso de las aplicaciones Móviles, caracterizándolas como fáciles de usar, cargar o borrar. Textualmente "se han eliminado los engorrosos procesos de descargar aplicaciones a partir de conectar el Móvil al ordenador para ejecutar los CD o procesos similares, ahora existen mercados propios de aplicaciones como Play Store de Google o la App Store de Apple, que han facilitado el acceso de forma ordenada a la aplicación que necesitas". En tercer lugar, hay que destacar el mercado de creación de aplicaciones móviles, y su capacidad de poder llegar a cualquier usuario mundial. (Lara-Navarra, 2014).

En resumen, podemos considerar una aplicación móvil como es un software que se ejecuta en un dispositivo móvil (smartphone y tablets) y desarrolla ciertas tareas para el usuario, convirtiendo los Smartphone en un dispositivo intuitivo, potente, táctil y siempre online. Desde una visión de marketing las aplicaciones móviles pueden considerarse soportes para comunicar, publicitarse, impactar, relacionarse, intercambiar y comercializar, lo cual proporcionaría un valor añadido, cubriendo las necesidades de los consumidores de manera inmediata y personalizada. De esta manera, y tal como comenta Bruno Ramos (2014), las aplicaciones móviles se han convertido en el complemento ideal de cualquier estrategia de Mobile Marketing corporativa.

Dentro del concepto de aplicación móvil cabe destacar la existencia de las tiendas de aplicaciones. Teniendo en cuenta a Kim et al (2012) una tienda de aplicaciones es un mercado único y organizado donde la adquisición de aplicaciones se realiza de forma transparente, fiable y directa. La distribución de aplicaciones móviles en tiendas de aplicaciones por sistema operativo se inició con Apple en julio de 2008 con el lanzamiento de su tienda de aplicaciones llamada Apple Store, dentro de su sistema operativo iOS. Dicha plataforma está oficialmente restringida dependiendo de la validación por parte de Apple para que una aplicación pueda ser lanzada. Tras el éxito de Apple Store, otros fabricantes de Smartphones lanzaron sus propias tiendas de aplicaciones móviles, apareciendo así otras plataformas en la que destaca principalmente el sistema operativo Android y su tienda de aplicaciones Google Play. Todo esto junto a la aparición de las tablets, la mayor gama de smartphone y bajada de precio de la tarifa de navegación por parte de las operadoras ha propiciado un aumento de consumo de aplicaciones entre los usuarios.

Un punto importante a tener en cuenta en la tienda de aplicaciones móviles y que afectará al actual ámbito de estudio es el posicionamiento natural en la tienda de aplicaciones o App Store Optimization (ASO). Según IAB Spain (2014) ASO es el proceso de optimización de una aplicación móvil con el fin de conseguir aparecer en los primeros resultados cuando los usuarios buscan en las tiendas de aplicaciones. Es el SEO de las aplicaciones móviles. Varios son los factores que intervienen en el ASO y por lo tanto que una aplicación se encuentre mejor situada en la tienda, vamos resumirlo teniendo en cuenta aquellos factores internos y factores externos:

- Factores internos:
 - Título (App Name)

- Descripción
- Keywords (Palabras Clave)
- Categoría de la app
- Icono y screenshots
- Video
- Factores externos:
 - Instalaciones vs Desinstalaciones
 - Valoraciones y reviews de usuarios en el market
 - Reviews en sitios web o blogs especializados
 - Comentarios en Social Media

Una vez visto el concepto de las aplicaciones móviles vamos a ver de manera sintetizada la clasificación que podemos hacer de las aplicaciones móviles, ya que servirá para comprender mejor el objeto de este trabajo. Teniendo en cuenta obras como las de Hernández (2014), Delia et al (2013) y Estrade et al (2012) podemos considerar tres tipos de clasificaciones en las aplicaciones móviles: Una referida a las funcionalidades que estas aportan al usuario, otra según el entorno en el que se ejecutan, veamos cada una de ellas y la tercera referida a la monetización de la aplicación. La 1ª de ellas, referido a las funcionalidades que aportan las aplicaciones, nos encontramos con tipos de aplicaciones según la función que realicen, de esta manera nos podemos encontrar con aplicaciones de juegos, productividad, multimedia, utilidades, bienestar, etc., destacando entre todas ellas aquella que es objeto de nuestro estudio, la referida a los viajes, más concretamente a guías de destinos turísticos. La 2ª clasificación, referida al entorno de ejecución, aclara que las aplicaciones pueden dividirse entre aplicaciones Web, aplicaciones nativas o aplicaciones híbridas. Resumiremos los aspectos esenciales de cada una de ellas:

- **Aplicaciones Web:** Se desarrollan por lenguajes conocidos de programación como es el HTML, Javascript y CSS (Navarra y Maniega, 2014). Se ejecutan dentro del propio navegador web del dispositivo a través de una URL à sólo funcionan con conexión a Internet. No necesita instalación por lo que no pueden estar visibles en las tiendas de aplicaciones (sólo a través de acceso directo).
- **Aplicaciones nativas:** Funcionan en sistemas operativos móviles nativos como iOS, Android, Windows mobile, Blackberry, Symbian, etc., por lo tanto es necesario conocimientos de desarrollo informático para crearlas (Delia, et al, 2014). La descarga e instalación de estas apps se realiza siempre a través de las tiendas de aplicaciones. Se puede acceder a sus contenidos sin acceso a Internet. Acceso a todas las características del dispositivo: cámara, GPS, agenda, dispositivos de almacenamiento, etc., que se traduce en una mejor experiencia. Permite el envío de notificaciones o avisos a los usuarios. Dentro de las características de las aplicaciones nativas, podemos encontrarnos, por ejemplo que necesitan frecuentes actualizaciones, las cuales a veces corrige errores o añade mejoras. Asimismo, a nivel de diseño, esta clase de aplicaciones tiene una interfaz que logra mayor coherencia y consistencia con el resto de aplicaciones y con el propio sistema operativo. Lo que favorece la usabilidad. (Simón Cuello y Vittone, 2014).
- **Aplicaciones híbridas:** Es un intermedio de las anteriores, buscando aprovechar lo mejor de ambas. Se desarrollan con lenguajes propios de las aplicaciones Web (HTML, Javascript y CSS). Conllevan la posibilidad de acceder a parte de las características y elementos del dispositivo y además es posible distribuirlas en las

tiendas de aplicaciones (Estrade et al, 2012). Como inconveniente presenta que no tiene acceso a la totalidad de las características del dispositivo y sus posibilidades de diseño es algo más limitado.

En lo que nos respecta a nuestro ámbito de estudio, nos centraremos en aquellas aplicaciones, ya sean nativas o híbridas, que pueden descargarse a través de la tienda de aplicaciones.

Por último, la 3ª clasificación es otro aspecto que tendremos en cuenta en este estudio, y es el tipo de aplicación teniendo en cuenta el beneficio monetario obtenido (Liberos et al, 2013). En este caso podemos dividir las aplicaciones en:

- Aplicaciones de pago.
- Aplicaciones gratuitas.
- Aplicaciones gratuitas con anuncios.
- Aplicaciones gratuitas + pago por contenidos adicionales.

Destacar también la existencia de dos modelos de negocio en las aplicaciones (Richardson, 2014), uno basado en una propuesta comercial, ya sea de funcionalidades de la propia aplicación, contenidos, compra-venta de productos y servicios, etc., y otro basado en el uso de las aplicaciones como vehículos conductores de comunicación y promoción, permitiendo establecer comunicaciones y relaciones con los usuarios, ganando presencia y notoriedad para la marca o el negocio. Es este último al cual nos referiremos en este artículo, tomando aplicaciones de guías de destinos turísticos.

Dos aspectos a tener en cuenta en las aplicaciones móviles son su diseño y su usabilidad, dos aspectos que están interrelacionados. Hassan (2004) considera que un diseño atractivo y estético es lo primero que llama la atención del

usuario y puede conseguir que siga navegando. Según Nielsen y Loranger (2006) la usabilidad puede definirse como la facilidad de uso, más específicamente, hace referencia a la rapidez con que se puede aprender a utilizar algo, la eficiencia al utilizarlo, cuál es su grado de propensión al error, y cuánto les gusta a los usuarios. Si una característica no se puede utilizar o no se utiliza, es como si no existiera. Costa Sánchez (2012) considera la usabilidad en las aplicaciones móviles la navegación por la aplicación, analizada conforme a: presencia de menú de secciones, navegación dentro de la misma sección, claridad en la estructura de navegación, etc. y es un aspecto esencial para la calidad de la aplicación. Estos dos conceptos van unidos a que la información o el contenido que se ofrece sean atractivos. Teniendo en cuenta el estudio de Hassan (2004), los factores de calidad de una aplicación o sitio web que influirán en la satisfacción del usuario podemos clasificarlos en aquellos relacionados con: el atractivo o utilidad de los contenidos; la usabilidad y la calidad del diseño de la aplicación.

4. Marketing móvil en el sector turístico

El sector turístico es uno de los más dinámicos y, por ello, su oferta tiene que ser competitiva. Para poder conseguirlo, tienen que analizar los recursos y capacidades que poseen para poder diferenciarse del resto. De esta manera, la tecnología y, concretamente las TIC, son uno de los recursos más importantes para las empresas del sector turístico. Rodríguez Fernández et al (2012) indica que los recursos tecnológicos móviles son decisivos en los procesos innovadores de las empresas turísticas. Por ello, cada vez son más las empresas que poseen dichas características y pueden conseguir la tan importante diferenciación. Además, hemos visto que las em-

presas turísticas utilizan las nuevas tecnologías móviles para poder acercarse de forma más eficaz a sus clientes y cada vez son más las aplicaciones móviles que se ofertan en el mercado. Esto es debido a que en la actualidad los dispositivos móviles cada vez ofrecen mayores posibilidades y se está abaratando el uso de Internet en dichos dispositivos.

El marketing móvil presenta algunas características que son idóneas para el sector, sobre todo en lo relacionado a la ubicuidad de la información, las opciones de interactividad y a la posibilidad de ofrecer servicios segmentados en función de la ubicación geográfica, sobre todo debido a la geolocalización.

Según Rodríguez Fernández et al (2012) la utilización de tecnologías móviles como herramienta de comunicación y marketing permitirá aumentar el valor y posicionarse al servicio al turista, aportándole innovación y modernidad a la gestión de la imagen y promoción del destino turístico. Este uso del dispositivo móvil ayudará a las empresas y destinos turísticos para sacar el máximo beneficio de su estrategia de marketing, para ampliar al máximo su presencia en la red y desarrollar el rendimiento del negocio turístico en un mercado cada vez más competitivo. Tal como se especifica en el Observatorio sobre Tendencias en Internet de los Viajeros en España (Cocktail Analysis, 2010) el dispositivo móvil es utilizado tanto en la planificación del viaje, durante el viaje y en el post viaje: Reservas, ofertas, geolocalización, información, socialización, etc.

Una herramienta destacable para el sector turístico que ofrece estos nuevos dispositivos es la geolocalización. Según Ramos (2012) es la identificación de la ubicación geográfica en el mundo real del teléfono móvil (terminal conectado a Internet) y por tanto del usuario. La Geolocalización móvil busca poder ofrecer productos o mensajes personalizados, que se activarán de manera individualizada y con estrategias dependientes de la localización del cliente. Beltrán López

(2011) especifica que la geolocalización nos habla de situar a una persona, empresa u organización en un punto concreto del espacio. El desarrollo de esta tecnología en los últimos años ha sido muy grande pero sin duda alguna los dos elementos que han permitido su popularización han sido la generalización de los dispositivos móviles y las herramientas de comunicación denominadas Medios Sociales o Social Media. Si unimos los sistemas de GPS con los móviles y los Social Media, generando la posibilidad de comunicar y compartir el lugar concreto en que estamos en cada momento, nace un concepto nuevo que algunos han llamado "Geolocalización social".

Otra herramienta susceptible de ser usada por las aplicaciones turísticas es la realidad aumentada. Teniendo en cuenta el estudio de Cadavieco et al (2012) la realidad aumentada es la tecnología que superpone imágenes virtuales sobre la realidad que vemos desde un determinado dispositivo móvil. Así, se crea una nueva dimensión en la que podemos interactuar con todo lo que nos rodea. Rosas (2014) especifica que esta nueva tecnología junto con el GPS, puede ayudar a los usuarios a encontrar lugares u ofrecerles información del sitio donde se encuentran, junto con sensores de movimientos para saber hacia dónde están mirando o moviéndose para determinar la imagen que se mostrará. Por lo tanto como atractivo turístico mostrará información útil o interesante para los viandantes.

Respecto a las guías de destinos turísticos, que representa el objeto de estudio en este artículo, cabe destacar que se encuentran buscando su entorno y posición en la nueva sociedad digital (Llantada, 2013). Según este autor las ventas de guías de viaje en Reino Unido presentan una caída continua de dos dígitos desde 2007. Esta caída en la venta de ejemplares coincide con el índice de conectividad a Internet y la explosión de contenidos de viaje en blogs, páginas webs,

repositorios de información y redes sociales relacionadas con el turismo. No quiere decir que las guías de viaje en formato físico desaparezcan, pero todo parece indicar que se verán reducidas a micronichos y guías muy dirigidas a consumos específicos. Este hecho contrasta con la predisposición que tiene el usuario a descargarse dichos contenidos en formatos electrónicos y multi pantalla, especialmente los dirigidos a ser utilizados en los Smartphones. En la misma línea Okazaki et al (2011) comenta que la utilización de guías virtuales a través de Internet móvil puede resultar de gran utilidad a destinos turísticos.

Además, como veremos posteriormente en el análisis, las aplicaciones de guía de destinos turísticos pueden tener otras funciones adicionales (además de las ya mencionadas) como pueden ser otra oferta turística del destino (alojamiento, etc.), recursos multimedia, un buscador, audio o videoguía o promociones.

5. La accesibilidad en el turismo

Según Marcos Pérez y Gómez Velasco (2003), el turismo accesible puede definirse desde sus inicios como aquel que garantiza el uso y disfrute del turismo a las personas que padecen alguna discapacidad física, psíquica o sensorial. Señala que las instituciones nacionales e internacionales han venido trabajando activamente a favor de la promoción de mejores condiciones de vida para estas personas con discapacidad. Entre otros objetivos también se ha tratado la facilitación del acceso a las infraestructuras y servicios turísticos a las personas con discapacidad y movilidad reducida (PMR). De esta manera se ha usado el término "Turismo para todos" para denominar aquella forma de turismo que planea, diseña y desarrolla actividades turísticas de ocio y tiempo libre de manera

que puedan ser disfrutadas por toda clase de personas con independencia de sus condiciones físicas, sociales o culturales. Por lo tanto destaca que su finalidad es la plena integración de las personas con discapacidad y movilidad reducida (PMR) al disfrute y acceso a los servicios turísticos, entendidos éstos desde una perspectiva integral (hoteles, restaurantes, recursos turísticos, transporte, etc.). El turismo accesible pretende dar respuesta a todas las recomendaciones, declaraciones, etc. que se centran en la posibilidad de crear una oferta turística dirigida a todos los segmentos de población por igual, sin que se produzca ningún tipo de discriminación.

De forma Similar Rovira-Beleta (2005) define el turismo accesible como "aquel que se ocupa de la problemática de las barreras físicas, psíquicas y sensoriales que todavía hoy se encuentran a la hora de hacer turismo las personas que, de alguna forma, tienen dificultad para desplazarse o comunicarse, factores que comprometen la integración y participación de estos consumidores".

Otro aspecto a destacar es el mencionado por Fernández Allés (2009) en el que especifica la importancia del turismo accesible para la oferta turística como el sector hotelero, de restauración y los destinos turísticos, objeto de nuestro estudio. De esta manera indica que el turismo accesible está creando una verdadera concienciación en todas las empresas del sector turístico por mejorar la accesibilidad para las personas discapacitadas, no sólo con fines lucrativos sino también sociales.

Desde otro punto de vista, la accesibilidad puede ser estudiada como el acceso hacia un nuevo sistema, dispositivo o tecnología. En este sentido Serrano Mascaraque et al (2009) define la accesibilidad electrónica como "los productos y servicios electrónicos que pueden ser utilizados por los usuarios con efectividad, eficiencia y satisfacción en un contexto de uso determinado". Por ejemplo: accesibilidad de los equipos

informáticos (hardware y software), accesibilidad web, accesibilidad de la televisión digital, accesibilidad de la telefonía móvil, así como otros servicios característicos de la sociedad de la información.

De esta manera es indispensable tratar aspectos de la accesibilidad web, ya que en ella se basa los aspectos esenciales de esta accesibilidad hacia dispositivos tecnológicos. En el estudio de Hassan Montero y Martín Fernández (2003) comentan que el gran crecimiento que ha tenido Internet en todos estos años ha generado un cambio radical en cuanto a la facilidad de difusión y disponibilidad de la información, las limitaciones y el mal uso de las publicaciones web están dando lugar a situaciones de dificultad de acceso a la información por parte de aquellos usuarios con discapacidad. Por lo tanto muchos sitios web presentan numerosas barreras de accesibilidad, por lo que resulta de inmediata necesidad la puesta en marcha de medidas que terminen con esta situación. Establecen 4 tipos de limitaciones que pueden impedir el acceso a la información web, estas son: deficiencias visuales, deficiencias auditivas, deficiencias motrices y deficiencias cognitivas y de lenguaje. Estas discapacidades no tienen por qué ser excluyentes entre sí y pueden ser de carácter temporal. Estos autores definen la accesibilidad web como “la posibilidad de que un producto o servicio web pueda ser accedido y usado por el mayor número posible de personas, indiferentemente de las limitaciones propias del individuo o de las derivadas del contexto de uso”. Aclara que cuando se refiere a ‘las limitaciones propias del individuo’ no solo engloban aquellas representadas por discapacidades, sino también otras como pueden ser el idioma, conocimientos o experiencia. En el mismo sentido Vanderheiden (2000), aclara que la discapacidad no es el único tipo de limitación que dificulta la accesibilidad de contenidos, no solo existen limitaciones propias del individuo, sino otras derivadas del contexto de uso y

del dispositivo de acceso empleado. Por lo tanto se puede deducir que cualquier producto que sea diseñado atendiendo a limitaciones derivadas de discapacidades individuales, posibilitarán y facilitarán así mismo su acceso por usuarios que, sin padecer estas discapacidades, se encuentren en contextos de uso desfavorables y de equivalente limitación, por lo que el número de usuarios beneficiados de este modo de diseño sería mayor que el representado por usuarios con discapacidad. Henry (2003) y Nielsen (2001) también comentan la relación entre los conceptos de accesibilidad y usabilidad, destacando que la accesibilidad no sólo implica la necesidad de facilitar acceso, sino también la de facilitar el uso. Por lo tanto un diseño será accesible cuando sea usable para más personas en más situaciones o contextos de uso, posibilitando a todos los usuarios, de forma eficiente y satisfactoria, la realización y consecución de tareas. Una buena usabilidad puede facilitar la accesibilidad (Serrano Mascaraque et al, 2009)

En el estudio de Navarro y Fonseca (2003) comentan que la interacción del usuario con la información también es un eje importante en la accesibilidad web. Así consideran importante estudiar la interacción del usuario con la tecnología para generar nuevos entornos que no solo sean usables y accesibles sino que gracias a una experiencia con el usuario, sean satisfactorios.

Martín et al (2013) señala que Accesibilidad web está dirigida a lograr una web de todos y para todos, independientemente de las discapacidades permanentes o temporales, los problemas asociados a la edad, las brechas generacionales, las habilidades y preferencias de las personas, la cultura y el nivel educacional alcanzado, etc. También destaca que una mala experiencia del usuario en el entorno web puede tener efectos bastante negativos y difíciles de revertir.

En nuestro ámbito de estudio, la accesibilidad de dispositivos móviles sigue los mismos principios esenciales que la ac-

cesibilidad web pero teniendo en cuenta las particularidades que ya hemos comentado acerca de los dispositivos móviles. Según la definición de Apple: "Una aplicación es accesible cuando todos los elementos de la interfaz de usuario con los que los usuarios pueden interactuar son accesibles. Un elemento de la interfaz de usuario es accesible cuando indica correctamente que es un elemento de accesibilidad". Según Gil González (2013) esta definición se refiere a que los elementos que componen la interfaz del usuario de la aplicación deben ofrecer una determinada información para que los servicios de accesibilidad que funcionan en el sistema operativo o los productos de apoyo (software o hardware), puedan interactuar correctamente y permitan el acceso del usuario al dispositivo. Completando la definición puede decirse que una aplicación es accesible cuando cualquier usuario, independientemente de su diversidad funcional, puede utilizarla en su dispositivo móvil satisfactoriamente con su sistema de acceso habitual.

En el estudio de Rios et al (2012) se especifica que debido al aumento de los teléfonos móviles inteligentes o smartphones hay muchos más grupos sociales que hacen uso de estos, entre ellos las personas discapacitadas. Este grupo social hace un uso intensivo de este tipo de dispositivos ya que les ayudan a superar muchas de las barreras que hay instauradas en la sociedad. Para que una persona discapacitada pueda acceder a los contenidos disponibles en este tipo de plataformas desde un dispositivo móvil, éste tiene que ser accesible. Además comentan que al hablar de accesibilidad en dispositivos móviles se está haciendo referencia tanto al diseño del dispositivo como a las aplicaciones del mismo, ya que ambos van a permitir que estas personas puedan percibir, entender, navegar e interactuar con el dispositivo sin ningún tipo de barrera. En dicho artículo también se señala

los beneficios que puede tener este dispositivo para personas con algún tipo de discapacidad:

- Poder mantenerse siempre conectado con la familia y los amigos.
- Navegar por la Web desde cualquier sitio.
- Acceder a información de interés (el tiempo, calendarios, horario de autobuses y trenes, etc.).
- Funcionalidades GPS (localización, ayuda al desplazamiento, etc.).

Para acabar con este punto es indispensable hacer referencia a W3C. W3C es una comunidad internacional que trabaja ininterrumpidamente en el desarrollo de estándares para asegurar el crecimiento de la Web a largo plazo. A través del grupo de trabajo denominado "Iniciativa de Accesibilidad Web" (WAI), se propone por primera vez unas recomendaciones denominadas "Guías de Accesibilidad". Esta comunidad considera que la "accesibilidad móvil" generalmente se refiere a hacer sitios web y aplicaciones más accesibles a las personas con discapacidad cuando están utilizando teléfonos móviles. El trabajo de la WAI en esta área incluye a las personas que utilizan una amplia gama de dispositivos para interactuar con la web: móviles, tablets, televisores y mucho más. De esta manera marcan la existencia de 4 principios de accesibilidad que señalan las directrices y criterios que sientan las bases necesarias para que cualquiera pueda acceder y utilizar un contenido web o una aplicación. Según estos 4 principios de la accesibilidad el contenido debe ser:

1. **Perceptible:** La información y componentes del interfaz de usuario deben estar presentables a los usuarios de manera que puedan percibirla correctamente. Tiene en consideración:

- El tamaño de la pantalla.
 - El zoom o ampliación.
 - El contraste.
2. Operable: Esto significa que el interfaz del usuario y la navegación deben ser operables, es decir, que no pueda requerir interacción que el usuario no pueda realizar. Tiene en consideración:
- Control del teclado para dispositivos con pantalla táctil.
 - Touch Tamaño de destino y espaciado.
 - Los gestos de pantalla táctil.
 - Los gestos de manipulación del dispositivo.
 - La colocación de los botones donde son de fácil acceso.
3. Comprensible: Esto significa que los usuarios deben ser capaces de entender la información, así como el funcionamiento de la interfaz de usuario (el contenido o la operación no pueden estar más allá de su comprensión). Tiene en consideración:
- Cambio de orientación de la pantalla (Vertical / Horizontal).
 - Disposición Consistente.
 - Posicionamiento elementos de página importante antes de la página de desplazamiento.
 - Agrupar elementos operables que realizan la misma acción.
 - Proporcione la indicación clara de que los elementos son recurribles.
 - Proporcionar instrucciones de la pantalla táctil de encargo y los gestos de manipulación del dispositivo.
4. Robustos: El contenido debe ser lo suficientemente robusto para que se pueda interpretar de forma fiable por una amplia variedad de aplicaciones de usuario, incluyendo las ayudas técnicas. Tiene en consideración:

- Configurar el teclado virtual para el tipo de entrada de datos requerida.
- Proporcionar métodos fáciles para la entrada de datos.
- Apoyo a las propiedades características de la plataforma.

Estos 4 principios se tendrán en cuenta en el análisis de las aplicaciones móviles turísticas para comprobar su accesibilidad.

6. Objetivo y metodología

El objetivo es comprobar como de accesibles son las aplicaciones móviles de guías de destinos turísticos españoles, estudiando sus características principales y las prestaciones ofrecidas al usuario.

La muestra que se analiza está formada por las 20 aplicaciones móviles de destinos turísticos españoles que se encuentran mejor situadas en el buscador de la tienda de aplicaciones, concretamente a través de la Apple Store, del Smartphone iPhone 6. Para ello se buscará en dicha tienda de aplicaciones las palabras claves “guía turismo” y se escogerán las 20 guías de destinos turístico pertenecientes a España mejor situadas (ya sean Comunidades Autónomas, provincias, ciudades o localidades). La mejor situación de estas aplicaciones en la Apple Store se debe al posicionamiento natural en la tienda de aplicaciones (ASO) comentado anteriormente en el punto 3.

El análisis se va a realizar a través de 15 factores que se consideran relevantes para conocer la accesibilidad de una aplicación móvil de destino turístico y han sido tratadas a lo largo de la parte teórica de este artículo. Además, para la

elección de variables se han tenido en cuenta los siguientes estudios: Informe de investigación de aplicaciones móviles en destinos turísticos (2013), Estudio de Mercado de Apps Turísticas Segitur (2013), Costa Sánchez (2012) y Martín-Sánchez et al (2012).

A continuación especificamos cada una de las variables utilizadas:

1. Tipo de destino: Pueden ser Comunidades Autónomas, provincias o localidades.
2. Tipo de aplicación por precio: Puede dividirse en aplicaciones gratuitas, gratuitas con anuncios, gratuitas + pago por contenidos adicionales o de pagos.
3. Tamaño de la aplicación: Espacio en MB que ocupa en el dispositivo.
4. Actualización.: Comprobar su última actualización.
5. Idiomas.
6. Oficialidad de la aplicación: si la aplicación es oficial de dicho destino turístico (proveniente de un estamento público) o no.
7. Puntuación de la aplicación por parte del usuario en la tienda de aplicaciones (en caso de que haya valoraciones).
8. Relación de la aplicación móvil con la web: Si la aplicación o la información de la aplicación tiene espacio Web.
9. Conectividad con redes sociales: Si dichas aplicaciones incluyen enlaces a redes sociales.
10. Interactividad: Oportunidad que tiene el usuario de generar contenido, pudiendo valorar o añadir algún comentario.
11. Funciones de la aplicación: Funciones que poseen las aplicaciones y que buscan ofrecer un mayor valor al consumidor.

12. Mención en la aplicación a la accesibilidad hacia personas discapacitadas: Se considera si en la aplicación móvil se hace alguna mención a una mejor accesibilidad a personas con discapacidad.
13. Diseño: Puntuación personal otorgada teniendo en cuenta el atractivo y estética de la aplicación.
14. Usabilidad: Puntuación personal otorgada teniendo en cuenta la facilidad de uso de la aplicación.
15. Contenido perceptible, operable, comprensible y robusto: Puntuación personal acerca de la perceptibilidad, la operabilidad, la comprensibilidad y la robustez del contenido en la aplicación (Trato en el punto 5).

Podemos observar que en las 3 últimas variables la valoración es una opinión personal, el sistema es subjetivo, pero es sencillo y nos puede ayudar a tener una visión general de la aplicación en esos aspectos. Esta puntuación se llevará a cabo de 1 a 5 puntos, tal como se valora las propias aplicaciones por los usuarios en la tienda de aplicaciones.

5. Resultado del análisis y conclusiones

Una vez analizadas las 20 aplicaciones móviles (anexo I) teniendo en cuenta los factores comentados anteriormente nos dispondremos a especificar los resultados de dicho análisis:

- 1º Respecto el tipo de destino nos encontramos con que la mayoría se refieren a ciudades o localidades, concretamente el 75%, seguido de lejos por comunidades autónomas con un 15% y llama la atención el bajo porcentaje de solo un 5% de provincias. Esto puede interpretarse como la falta de apoyo turístico que existe entre las localidades de una misma zona.

- 2º En lo que concierne al precio de aplicaciones vemos como el 75% de ellas son totalmente gratuitas y sin publicidad, lo cual facilita la descarga y la navegación por parte del usuario. El 20% son gratuitas pero tratan de aprovechar la publicidad en la aplicación para ganar beneficio. Solo hay una aplicación es de pago. Confirmamos por tanto dichas aplicaciones móviles de destinos turísticos como medios de comunicación para mejorar generar notoriedad e interés en el turista y no como modelo de generar beneficio económico.
- 3º En el tamaño de las aplicaciones la media es de 80 MB por aplicación, pasando de aplicaciones bastante pequeñas de 4 MB hasta la mayor de 324 MB. En resumen encontramos el tamaño adecuado, más teniendo en cuenta la creciente capacidad de los Smartphones.
- 4º En lo que respecta a la actualización de las aplicaciones vemos que sólo el 30% de ellas se han actualizado en el año 2015, el 35% durante el año 2014 y otro 35% tuvieron su última actualización durante el año 2013 o un año anterior. Llama la atención el alto porcentaje de aplicaciones que llevan tiempo sin actualizarse, teniendo además en cuenta la salida de nuevos sistemas operativos que pueden agilizar y mejorar la propia aplicación.
- 5º La valoración de los idiomas disponibles en las diferentes aplicaciones es excelente, prácticamente todas las aplicaciones poseen al menos 2 idiomas, el 35% lleva incorporado 3 idiomas y el 60% están disponibles en 4 o más idiomas, lo que hace resaltar la importancia del turismo internacional a nuestro país y la necesidad de adaptar el producto a dichos turistas.

- 6º Respecto a la oficialidad comprobamos que el 80% de las aplicaciones no son oficiales o no pertenecen a algún estamento público. Esto no hace más que denotar la falta de confianza que siguen teniendo estos estamentos públicos a las nuevas tecnologías.
- 7º En lo que se refiere a la puntuación de los usuarios en las tiendas de aplicaciones tenemos otra notable valoración. Aunque hay tres aplicaciones que no tienen valoración, la media de valoraciones por parte de los usuarios es de 30 por aplicación, además la puntuación (del 1 al 5) es muy alta contemplándose una media de 4,5 entre las aplicaciones que se han valorado. Podemos considerar que el usuario agradece y colabora cuando se le satisface adecuadamente y tiene una buena experiencia con dicha aplicación.
- 8º En la existencia de sitio Web para la aplicación nos encontramos que el 65% de las aplicaciones tienen o aparecen en un sitio Web. Podemos considerar esta valoración baja teniendo en cuenta la importancia de tener todos los elementos digitales interrelacionados.
- 9º Lo mismo sucede con la conectividad en las redes sociales, en el que solo el 40% de las aplicaciones móviles posibilitan el acceso a las principales redes sociales.
- 10º Otro punto a mejorar sería el de la interactividad, el 75% de las aplicaciones analizadas tiene una interactividad bastante baja, por lo cual no permite al usuario intervenir en la propia aplicación o tener un papel activo en la generación de contenido.

11º En lo que respecta a las funciones hemos identificado 10 principales, haremos un resumen identificando las funciones y que tanto por ciento sí se encuentran o no en las aplicaciones analizadas:

- Geolocalización: Sí 65% No 35%
- Realidad aumentada: Sí 25% No 75%
- Oferta turística en el destino: Todas las aplicaciones ofrecen una oferta turística complementaria sobre todo basada en hoteles, restaurantes y ocio.
- Contenido multimedia: Sí (fotos) 80% No 20%
- Contenido offline: La totalidad de las aplicaciones pueden ejecutarse sin conexión a Internet.
- Agenda: Sí 55% No 45%
- Itinerario o ruta: Sí 45% No 55%
- Buscador: Sí 50% No 50%
- Audioguía: Sí 25% No 75%
- Promociones: Sí 30% No 70%

De las funciones de las aplicaciones podemos concluir que hay mucha diversidad y que esta está muy repartida entre las diferentes aplicaciones, no obstante se considera en líneas generales que las aplicaciones no aprovechan del todo las posibilidades de las que dispone para dirigirse al usuario, entre las que destacan la baja inclusión de aspectos tan importantes como la geolocalización, realidad aumentada o promociones. Por el contrario, existe un buen aprovechamiento del contenido multimedia referido a las imágenes y de las ofertas turísticas disponibles en el destino turístico, sobre todo hoteles, restaurantes y ocio.

12º Vemos como solo el 15% de las aplicaciones hacen alguna mención a la accesibilidad de personas discapacitadas y

solo una lo hace de manera directa, desarrollando información acerca del turismo accesible y sostenible.

13º Por último haremos un resumen de los 3 últimos puntos referidos a una puntuación personal de aspectos como el atractivo del contenido, el diseño y la usabilidad (del 1 al 5):

- Puntuación diseño: 3,15
- Puntuación usabilidad: 3,4
- Puntuación contenido accesible: 3,2

Vemos que la valoración es bastante pareja, estando a un nivel aceptable cada uno de los tres términos, destacando un poco más la usabilidad por el fácil acceso y uso de las aplicaciones.

6. Referencias

- [1] Alles, M. T. F. (2009). Turismo accesible y turismo para todos en España: antecedentes, estado de la cuestión y líneas de investigación. *Estudios turísticos*, (180), 141-154.
- [2] Anetcom. (2010). *Estrategias de marketing digital para pymes*. En *Estrategias de marketing digital para pymes* (194). Valencia: Filmac Centre S.L.
- [3] Arroyo Vázquez, N. (2012). Desarrollo de aplicaciones móviles en bibliotecas.
- [4] Beltrán López, G. (2011). La geolocalización social como herramienta de innovación empresarial en el desarrollo de los destinos turísticos.

- [5] Bigné, J. E., Alcañiz, J. E. B., Aulet, X. F., & Simó, L. A. (2000). *Marketing de destinos turísticos: análisis y estrategias de desarrollo*. Esic editorial.
- [6] Bruno Ramos. (2014). *ASO, el único camino hacia el éxito de tu App*. Diciembre, 15, 2014, de Increnta
- [7] Cadavieco, J. F., Sevillano, M. Á. P., & Ferreira, A. F. M. (2012). Realidad Aumentada, una evolución de las aplicaciones de los dispositivos móviles. *Pixel-Bit: Revista de medios y educación*, (41), 197-210.
- [8] Cuello, J., & Vittone, J. (2013). *Diseñando apps para móviles*. José Vittone—Javier Cuello.
- [9] Delía, L., Galdamez, N., Thomas, P. J., & Pesado, P. (2013). Un análisis experimental tipo de aplicaciones para dispositivos móviles. In *XVIII Congreso Argentino de Ciencias de la Computación*.
- [10] Estrade, J. M., Jordán, D., & Hernández, M. A. (2013). Marketing Digital. Marketing móvil, SEO y analítica web.
- [11] Fernández, M. R., Sánchez, R. G., & Muiña, F. E. G. (2012). El Papel De La Tecnología Móvil En El Proceso Innovador De La Empresa Turística: Propuesta De Un Modelo Integrado De Gestión. *Turismo y Desarrollo Local*, (13).
- [12] González, Gil (2013). "Como hacer apps accesibles". Disponible en: <http://www.ceapat.es/InterPresent1/groups/imserso/documents/binario/appsaccesibles.pdf>
- [13] Hassan Montero, Y., & Martín Fernández, F. J. (2003). Qué es la accesibilidad web. No Solo Usabilidad, (2).
- [14] Hassan, Y., Martín Fernández, F. J., & Iazza, G. (2004). Diseño web centrado en el usuario: usabilidad y arquitectura de la información. *Hipertext. net*, (2).
- [15] Henry, Shawn Lawton (2003). Another -ability: Accessibility Primer for Usability Specialists. UPA (Usability Professionals' Association) 2003 Conference. Disponible en: <http://www.upassoc.org/conf2003/call/downloads/01-Another-Ability.pdf>

- [16] Hernández, J. (2014). "Mobile Marketing". Publixed, Madrid. http://www.iabspain.net/wp-content/uploads/downloads/2014/09/VI_Estudio_Anual_Mobile_Marketing_version_abierta1.pdf.
- [17] IAB Spain (2014). "VI Estudio Anual del Mobile Marketing".
- [18] JELASSI y ENDERS, F. BARNES, S (2005) *Unwired Business: Cases in Mobile Business*. pp. 82-120 [web en línea].
- [19] Jiménez, R. (2008). Futuro y evolución del marketing móvil. *Ippmark*, (702), 169-170.
- [20] Kim, J., Kim, C., Park, Y., & Lee, H. (2012). Trends and relationships of smartphone application services: Analysis of Apple App Store using text mining-based network analysis. In *Proceedings in the 4th ISPIM Innovation Symposium, Wellington, New Zealand*.
- [21] Lara-Navarra, P., Serradell, E., & Maniega, D. (2014). App, movilidad de contenidos para la extensión de servicios de información.
- [22] Liberos E, Núñez A, Bareño R, Rafael García del Poyo R, Juan Carlos Gutiérrez-Ulecia JC, Pino G. (2013). *El libro del Marketing Interactivo y la Publicidad Digital*. Madrid: ESIC EDITORIAL.
- [23] Llantada, J. (2013). Claves para entender las tendencias consolidadas y futuras en el marketing turístico en 2013.
- [24] Manual de App Store Optimization ASO. (Septiembre, 2014) *Manual de App Store Optimization [Aso]* Diciembre, 15, 2014, de PickASO, Tribal Worldwide Spain e IAB Spain.
- [25] Martín, A., Gaetán, G., Saldaño, V. E., Pastrana, S., Miranda, G., & Molina, S. (2012). Diseño y Evaluación tempranos para priorizar la Accesibilidad en la WWW. In XIV Workshop de Investigadores en Ciencias de la Computación.

- [26] Martín-Sánchez, M., Miguel-Dávila, J.A. & López-Berzosa, D. (2012, octubre). M-tourism: las apps en el sector turístico. Ponencia en IX Congreso Nacional "Turismo y Tecnologías de la Información y las Comunicaciones", TURITEC 2012, Málaga, España.
- [27] Melendo Rodríguez-Carmona, L. (2010). *Aportaciones del teléfono móvil al marketing: situación y usos en España en el año 2009* (Doctoral dissertation, [SI]:[sn], 2010).
- [28] Michael, A., & Salter, B. (2006). *Mobile marketing*. Routledge.
- [29] Mobile Marketing Association MMA. (2012) *Libro Blanco de las web Móviles*.
- [30] Mobile Marketing Association MMA. (2013). *Conectando el mundo físico y el digital [guía MMA Spain]* Recuperado de: <http://www.mmaspain.com/>
- [31] Montaner Barrio B (2013). *Marketing Móvil basado en Aplicaciones Móviles*. Universidad de la Rioja, Facultad de Ciencias Empresariales.
- [32] Navarro, I., & Fonseca, D. (2008). Accesibilidad Web en entornos culturales. In Proc. Conferencia CIAWI (pp. 583-585).
- [33] Nielsen, J., & Loranger, H. (2006). *Prioritizing web usability*. Pearson Education.
- [34] Nielsen, Jakob. (2001). Beyond Accessibility: Treating People with Disabilities as People. Alertbox, 11 de Noviembre de 2001. Disponible en: <http://www.useit.com/alertbox/20011111.html>
- [35] Okazaki, S., Simó, L. A., & Martínez, S. C. (2011). Servicios turísticos a través del móvil: aplicaciones en marketing turístico. *Investigación y marketing*, (110), 48-53.
- [36] Ortega, J. M. C. (2010). Smartphone: toda la información al alcance de tu mano. *Telos: Cuadernos de comunicación e innovación*, (83), 97-99.

- [37] Pérez, D. M., & Velasco, D. J. G. (2003). Turismo accesible. Hacia un turismo para todos. Colección Comité Español de Representantes de Personas con Discapacidad-ceremi. es-. 111p.
- [38] Ramos, J. J. (2012). "Guía completa de mobile marketing". Netizen.
- [39] Richardson, N. (2014). "Guía de acceso rápido al marketing móvil". Granica, Madrid.
- [40] Ríos, R., García, E., García-Cabot, A., de-Marcos, L., Oton, S., Gutierrez-de-Mesa, R. B., & Bar-Magen, J. (2012). Accesibilidad en Smartphones para el acceso a contenidos e-learning. In III Congreso Iberoamericano sobre Calidad y Accesibilidad de la Formación Virtual (CAFVIR 2012).
- [41] Rosas, J. G., de la Rosa Flores, R., Zacatelco, H. C., & Márquez, A. P. C. Aplicación móvil para mostrar sitios turísticos empleando realidad aumentada y geolocalización. *Avances en la Ingeniería del Lenguaje y del Conocimiento*, 87.
- [42] ROVIRA-BELETA (2005). La Accesibilidad. Disponible en: [www. Rovira-Beleta.com](http://www.Rovira-Beleta.com). Barcelona.
- Consultado en: 2006
- [43] Sánchez, C. C. (2012). Ciberperiodismo en el smartphone. Estudio de la multimedialidad, usabilidad, hipertextualidad e interactividad de las aplicaciones de medios nativos digitales para smartphone. *Estudios sobre el mensaje periodístico*, 18, 243-251.
- [44] Segitur (2013). "Estudio de Mercado de Apps Turísticas". The app date. (2014). *5º Informe estado de las apps en España*. Diciembre, 15, 2014, de The app date.
- [45] Serrano Mascaraque, E., Moratilla Ocaña, A., & Olmeda Martos, I. (2009). Directrices técnicas referidas a la accesibilidad Web.
- [46] Tinoco, A. G. (2012). El mobile marketing como estrategia de comunicación. *Revista ICONO14. Revista científica de Comunicación y Tecnologías emergentes*, 8(1), 238-260.

- [47] Universitat Pompeu Fabra (2013). "Aplicaciones móviles de los destinos turísticos españoles".
- [48] Vanderheiden, G. (2000). Fundamental Principles and Priority Setting for Universal Usability. En: Proceedings of Conference on Universal Usability (CUU) 2000, Association for Computing Machinery, pp32-38. Disponible en: http://trace.wisc.edu/docs/fundamental_princ_and_priority_acmcuu2000/
- [49] Vision Mobile. (2014). *How the app economy is creating jobs and driving growth in the EU*. Diciembre, 15, 2014, de Vision Mobile.
- [50] W3C. "Web accessibility initiative". Disponible en: <http://www.w3.org/WAI/mobile/>
- [51] World Economic Forum (2015). "The Travel & Tourism Competitiveness Report 2015". Disponible en: <http://ep00.epimg.net/descargables/2015/05/06/f2c1e517ce56a-6453171d3a9d1b1da05.pdf>

Nombre de la aplicación	Now Valencia - Guía de Valencia, Agenda, Eventos	Mallorca RunAway Guide	Aragón - Guía de viajes	Guía turística de Asturias	Barcelona Guía oficial	Madrid 360º	Turismo valladolid	Guía de viaje de Euskadi	Now Alicante - Guía de Ciudad, Agenda, Hogueras	Be Your Guide - Toledo	Guía de Granada - Selyng	Barcelona audio guía turística	Guía de Jerez de la Frontera	Turismo Talavera	Be Your Guide - San Sebastián	Hondarribia - Guía	Gijón en el bolsillo	Guía de Sanxenxo Guía Oficial	Turismo en León	Be Your Guide - Conil
Destino turístico	Valencia	Mallorca	Aragón	Asturias	Barcelona	Madrid	Valladolid	Euskadi	Alicante	Toledo	Granada	Barcelona	Jerez de la Frontera	Talavera	San Sebastián	Hondarribia	Gijón	Sanxenxo	León	Conil de la Frontera
Tipo de destino	Ciudad	Isla	Comunidad Autónoma	Comunidad Autónoma	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Comunidad Autónoma	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Ciudad	Provincia	Ciudad
Precio	Gratis	Gratis con publicidad	Gratis	Gratis con publicidad	Gratis	Gratis	Gratis	Gratis con publicidad	Gratis	Gratis	Gratis	De pago (3,99E)	Gratis con publicidad	Gratis	Gratis	Gratis	Gratis	Gratis	Gratis	Gratis
Tamaño	22,7 Mb	324 Mb	38,9 Mb	29,8 Mb	62,4 Mb	204 Mb	4,7 Mb	126 Mb	20,6 Mb	29,4 Mb	28,7 Mb	83.3 Mb	6,7 Mb	19,7 Mb	75,9 Mb	116 Mb	73,8 Mb	69,3 Mb	20,93 Mb	33,7 Mb
Última actualización	06/08/14	22/10/14	10/12/13	13/03/14	29/04/15	14/02/13	29/01/11	27/09/14	29/07/14	13/02/14	22/02/13	11/03/13	02/04/14	06/01/11	07/03/15	10/07/13	24/03/15	19/03/15	05/05/15	25/04/15
Idiomas	Español, inglés y alemán	Español, inglés, alemán, catalán, francés, italiano, japonés, noruego, portugués y ruso	Español, alemán, catalán, francés, inglés, italiano, japonés y portugués	Español e inglés	Español, Alemán, Bokmål, noruego, Danés, Francés, Griego, Indonesio, Inglés, Italiano, Neerlandés, Noruego nynorsk	Español, inglés y alemán	Español, inglés y francés	Español, inglés y francés	Español e inglés	Español, Alemán, Francés, Inglés, Italiano, Japonés	Español	Español, Alemán, Francés, Inglés, Italiano, Japonés	Español, inglés y alemán	Español e Inglés	Español, Alemán, Francés, Inglés, Italiano y Ruso	Español, Alemán e Inglés	Español, Francés e Inglés	Español, Alemán, Francés, Gallego, Inglés eItaliano	Español, Inglésl y Gallego	Español, Alemán, Francés, Inglés, Ruso y Sueco
Oficialidad	No	No	No	No	Sí	No	Sí	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	Sí	Sí	No
Puntuación de usuarios en tienda	4,5* (121 valoraciones)	5* (17 valoraciones)	No hay	3,5* (8 valoraciones)	4,5* (15 valoraciones)	3,5* (51 valoraciones)	4,5* (7 valoraciones)	5* (9 valoraciones)	3,5 (38 valoraciones)	4,5* (34 valoraciones)	4* (5 valoraciones)	4,5+ (42 valoraciones9	5* (8 valoraciones)	4,5* (7valoraciones)	5* (25 valoraciones)	5* (6 valoraciones)	5* (5 valoraciones)	No hay	No hay	5* (21 valoraciones)
Tiene sitio Web	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí	No	No	No	No	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí
Conectividad con RRSS	No	No	No	No	No	Sí	No	No	No	Sí	No	No	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Sí
Interactividad	Baja	Alta (Permite importar imágenes, tomar una foto, dejar un mensaje y hacer check in)	Baja	Baja	Baja	Baja	Baja	Alta (Permite importar imágenes, tomar una foto, dejar un mensaje y hacer check in)	Baja	Media (se puede votar)	Baja	Baja	Baja	Baja	Media (se puede votar)	Baja	Baja	Baja	Baja	Media (se puede votar)
Geolocalización	Sí	Sí	Sí	Sí	No	Sí	No	Sí	Sí	Sí	No	Sí	No	No	Sí	No	Sí	No	Sí	Sí
Realidad aumentada	No	Sí	No	No	No	No	No	Sí	No	Sí	No	No	No	No	Sí	No	No	No	No	Sí

Nombre de la aplicación	Now Valencia - Guía de Valencia, Agenda, Eventos	Mallorca RunAway Guide	Aragón - Guía de viajes	Guía turística de Asturias	Barcelona Guía oficial	Madrid 360º	Turismo valladolid	Guía de viaje de Euskadi	Now Alicante - Guía de Ciudad, Agenda, Hogueras	Be Your Guide - Toledo	Guía de Granada - Selyng	Barcelona audio guía turística	Guía de Jerez de la Frontera	Turismo Talavera	Be Your Guide - San Sebastián	Hondarribia - Guía	Gijón en el bolsillo	Guía de Sanxenxo Guía Oficial	Turismo en León	Be Your Guide - Conil
Otra oferta turística en el destino	Sí (hostelería, ocio, vida nocturna y compras)	Sí (hostelería, compras, transporte y qué hacer)	Sí (hostelería)	Sí (hostelería, ocio y aventura y vida nocturna)	Sí (hostelería, ocio y comercio)	No	No	Sí (hostelería, compras, transporte y qué hacer)	Sí (hostelería, ocio, vida nocturna, compras y mar)	Sí (hostelería, vida nocturna y ocio)	Sí (hostelería, ocio y compras)	No	Sí (hostelería, compras y ocio)	Sí (hostelería)	Sí (hostelería, vida nocturna y ocio)	Sí (hosltería, ocio y aparcamiento)	Sí (hostelería, ocio y playas)	Sí (hostelería y ocio)	Sí (hostelería y ocio)	Sí (hostelería, vida nocturna y ocio)
Recursos Multimedia	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	No	No	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	No	Sí (fotos)	No	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)	Sí (fotos)
Contenido Offline	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Agenda	No	Sí	No	No	No	No	No	Sí	No	Sí	Sí	No	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Itinerario o rutas	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Si	Sí	Sí	No	No	No	No	No	No	No	Sí	Sí	No	No	No
Buscador	Sí	Sí	No	No	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí	No	No	No	Sí	No	No	No	No	Sí
Audio o videoguía	No	No	No	No	No	No	No	No	No	Sí (audioguía)	No	Sí (audioguía)	Sí (audioguía)	No	No	Sí (audioguía)	No	No	Sí (audioguía)	No
Promociones	Sí	Sí	No	No	No	No	No	Sí	Sí	No	Sí	No	Sí	No	No	No	No	No	No	No
Accesibilidad para discapacitados	No	No	No	No	Sí (espacio dedicado al turismo accesible y sostenible)	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	Sí (información sobre atención sanitaria y farmacias)	Sí (información sobre atención sanitaria y farmacias)	No
Puntuación diseño	4*	5*	2*	1*	4*	1*	1*	5*	4*	5*	3*	2*	1*	1*	5*	4*	5*	2*	3*	5*
Puntuación usabilidad	5*	4*	2*	3*	3*	3*	1*	4*	5*	5*	1*	3*	2*	3*	5*	5*	5*	2*	3*	5*
Puntuación contenido perceptible, operable, comprensible y robusto	5*	5*	2*	3*	3*	2*	1*	5*	5*	4*	2*	2*	3*	2*	4*	5*	3*	3*	2*	4*

Valencia: Turismo urbano libre de barreras

Rafael R. Temes Cordovez¹ y Alfonso Moya Fuero²

Resumen: *El turismo accesible está adquiriendo un papel predominante en la industria turística, no sólo por la aportación de valores añadidos en la experiencia turística, sino también por la diferenciación y especialización absoluta en un amplio segmento de mercado no abordado actualmente lo suficiente por el sector turístico español. La accesibilidad turística ha pasado a convertirse en un factor intrínseco a la calidad turística, ya no se puede concebir un turismo de calidad, cuando éste no está al alcance de todos. Por su parte, recientemente el Plan Nacional de Ciudades Inteligentes aboga por destinos turísticos inteligente en los que las nuevas tecnologías han de jugar un papel clave para mejorar la accesibilidad. El desarrollo de aplicaciones móviles como "Barrier Free-Valencia" que ayudan a mejorar la accesibilidad urbana y aumentar la autonomía de los visitantes en nuestras ciudades, se enmarcan dentro de las líneas de acción que pretenden conseguir ciudades más inclusivas y turistas más integrados.*

Abstract: *Accessible tourism is becoming a predominant role in the tourism industry, not only by providing added value to the*

1 Departamento de Urbanismo. Universitat Politècnica de València. C.e.: rtemesc@urb.upv.es.

2 Institut Cartogràfic Valencià. C.e.: moya_alf@gva.es.

tourist experience, but also the absolute differentiation and specialization in a broader market segment not currently adequately addressed by the Spanish tourism sector .

The tourist accessibility has gone on to become an intrinsic factor for quality. Today we can not conceive of a quality tourism, when it is not available to everyone.

Meanwhile, recently the National Plan Smart Cities advocates intelligent tourist destinations in which new technologies have to play a key role to improve accessibility.

The mobile application development as "Barrier Free-Valencia" to help improve urban accessibility and increase the autonomy of visitors in our cities, are part of the action lines which aim to achieve more inclusive and integrated cities tourists.

1. Introducción

La investigación y el desarrollo en el campo del turismo en España es amplio y se caracteriza por la transversalidad de las disciplinas que concurren en su análisis. Desde el ámbito del urbanismo, la economía, la sociología o la geografía se han desarrollado en los últimos años interesantes aportaciones fruto de la consolidación de grupos de investigación y líneas de trabajo que han centrado su atención sobre el turismo y sus diferentes perfiles. Ahora bien, si nos detenemos específicamente en la relación entre turismo y la accesibilidad encontraremos que la producción no ha sido tan amplia y carece de una especialización concreta dentro de los Grupos de investigación que trabajan en torno a estos temas. Algunos de los últimos trabajos y desarrollos centrados en dicha temática la podemos encontrar en las investigaciones desarrolladas por el Grupo de Investigación en Turismo y Nuevas Dinámicas Socio-territoriales en Áreas Rurales (TUDISTAR)

de la Universidad Autónoma de Barcelona; el *Centre de Política de Sòl i Valoracions* (CPSV) de la Universidad Politécnica de Cataluña y el Grupo de Investigación Turismo, Patrimonio y Desarrollo de la Universidad Autónoma de Madrid.

No será hasta el 27 de septiembre de 1980, en Manila (Filipinas), cuando a través de la Declaración de Manila, realizada por la Organización Mundial del Turismo (OMT), se asocia por primera vez el término turismo al de accesibilidad. Esta declaración reconocía el turismo como un derecho fundamental y vehículo clave para el desarrollo humano, así como recomendaba a los estados miembros la reglamentación de los servicios turísticos apuntando los detalles más importantes sobre accesibilidad turística. Desde entonces, se ha producido un avance importante, al menos en el reconocimiento legislativo, de la necesidad de garantizar la accesibilidad al medio urbano como mejora que redundará en la sociedad en su conjunto y no de forma excluyente o segregada como hasta hace poco se venía haciendo. Este reconocimiento ha hecho ver que la accesibilidad es uno más de los factores clave del concepto "calidad turística" que da garantía de un consumo fácil y natural de diferentes tipos de modalidades turísticas. En esta línea el "turismo accesible", también denominado "turismo para todos", fue incorporado en el Plan del Turismo Español Horizonte 2020 [1], en una de sus líneas de actuación denominada "AM3 Turismo accesible - Turismo para todos". Más recientemente, la accesibilidad se ha asociado con el concepto de "ciudad inteligente" (Smart Cities) y se ha convertido en una seña de identidad de ciudades inclusivas, abiertas y capaces de funcionar como plataforma de convivencia, pero también de economía y de creación de innovación. Como nos señala el reciente Plan Nacional de Ciudades Inteligentes [2], no parece existir un consenso respecto al concepto de ciudad inteligente o de los elementos mínimos que han de estar presentes en una ciudad para que pueda

ser considerada como tal. Puede convenirse que la aplicación de las TIC para mejorar la calidad de vida de los habitantes asegurando un desarrollo económico, social y ambiental sostenible son elementos comunes a todas las definiciones. Con todo el Plan Nacional utiliza una definición bastante completa propuesta por el Grupo Técnico de Normalización 178 de AENOR (AEN/CTN 178/SC2/GT1 N 003), en la que queda claramente destacada la accesibilidad:

Ciudad inteligente (Smart City) es la visión holística de una ciudad que aplica las TIC para la mejora de la calidad de vida y la accesibilidad de sus habitantes y asegura un desarrollo sostenible económico, social y ambiental en mejora permanente. Una ciudad inteligente permite a los ciudadanos interactuar con ella de forma multidisciplinar y se adapta en tiempo real a sus necesidades, de forma eficiente en calidad y costes, ofreciendo datos abiertos, soluciones y servicios orientados a los ciudadanos como personas, para resolver los efectos del crecimiento de las ciudades, en ámbitos públicos y privados, a través de la integración innovadora de infraestructuras con sistemas de gestión inteligente.

En este contexto, se entiende que el turismo debe jugar un papel fundamental en el impulso de la ciudad inteligente, especialmente en países como España en los que ninguna ciudad es ajena al mismo. En 2014, España fue el tercer país más visitado del mundo, con 65 millones de turistas internacionales, y el segundo a nivel mundial en volumen de ingresos por turismo, que alcanzaron los 48.928 millones de euros. En el año 2014, el 25% de la creación de empleo en la economía española es atribuible de forma directa a actividades turísticas. En un contexto de reactivación económica, toma especial relevancia el concepto de destino turístico inteligente que se define como:

Un destino turístico innovador, consolidado sobre una infraestructura tecnológica de vanguardia, que garantiza el desarrollo sostenible del territorio turístico, accesible para todos, que facilita la interacción y la integración del visitante con el entorno e incrementa la calidad de su experiencia en el destino y mejora la calidad de vida de los residentes.³

Nuestra investigación precisamente se basa en estos precedentes y trata de contribuir al objetivo de lograr destinos turísticos más inteligentes, trabajando especialmente a través de la implementación de nuevas tecnologías al servicio de la mejora de la accesibilidad urbana.

2. Algunos datos de discapacidad en la Comunidad Valenciana

Disfrutar de una ciudad accesible, logrando la eliminación de barreras que impiden la autonomía personal y el libre desplazamiento de los ciudadanos y ciudadanas, debe constituirse en uno de los principales objetivos de cualquier política que pretenda mejorar la convivencia, el bienestar social y la solidaridad ciudadana. La Convención Internacional sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad, adoptada por la Asamblea General de las Naciones Unidas el 13 de diciembre de 2006 y ratificada por España, establece la obligación de emprender o promover la investigación y el desarrollo, y promover la disponibilidad y el uso de nuevas tecnologías, incluyendo la información y comunicaciones, ayudas para la movilidad, dispositivos técnicos y tecnologías de apoyo adecuadas

3 Citado en el Plan de Ciudades Inteligentes seguirá la definición propuesta por el Grupo Técnico de Normalización 178 de AENOR (AEN/CTN 178/SC5 Destinos Turísticos).

para las personas con discapacidad, así como la obligación de adoptar medidas pertinentes para asegurar su acceso, en igualdad de condiciones, al entorno físico, el transporte, la información y las comunicaciones. Entre la medidas adoptadas debe incluirse por tanto, la identificación y eliminación de obstáculos y barreras arquitectónicas, tanto en el entorno urbanístico como en edificios oficiales.

Por su parte, y refiriéndonos a las personas, la prevalencia de la discapacidad es muy significativa. Según los datos del INE, extraídos de la "Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y Situaciones de dependencia" del año 2008 [3], nos arroja datos muy ilustrativos (Tabla 1.).

Tabla 1. Datos de discapacidad por rangos de edad

Intervalo	Discapacidad
Entre 6 y 44 años	30 de cada 1.000
Entre 45 y 64 años	100 de cada 1.000
Entre 65 y 79 años	245 de cada 1.000
Entre 80 y 90 años	649 de cada 1.000

Fuentes: Encuesta de Discapacidad, Autonomía Personal y Situaciones de dependencia", 2008.

El dato global para la Comunidad Valenciana es de 99 personas de cada 1000. Esta cifra implica que el 10 % de las personas de nuestra Comunidad tiene algún tipo de restricción permanente. Este dato se corresponde exactamente con la prevalencia mundial de discapacidad resaltada por la OMS, que es también del 10 %.

En España el número de usuarios de sillas de ruedas oscila entre 400.000- 500.000, predominantemente por patología crónica (afecciones osteoarticulares severas, enferme-

dades neurológicas, amputaciones de miembros inferiores, o patología cardíaca o pulmonar con restricción importante de la capacidad aeróbica, senilidad), aunque también debe contemplarse el uso temporal de silla de ruedas por enfermedad o accidente. En la Comunidad Valenciana, según datos del Servicio de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital Universitari i Politècnic La Fe, el número de prescripciones durante el año 2011 fue de 9.808 (incluyendo renovaciones y nuevas solicitudes). Además, estas cifras no puede ser considerado estrictamente como referente de una minoría, pues la discapacidad de una persona no afecta solamente su situación, sino también la de su familia y hasta la de su comunidad a lo largo de su ciclo de vida. El número de personas directa o indirectamente afectadas por temas relacionados con la discapacidad, es mucho más amplio y considerable que el resultante de la aplicación de tales cifras. Todo ello indica que las acciones encaminadas a la mejora de la accesibilidad en las ciudades, redundan de manera positiva en la inmensa mayoría de los ciudadanos que de una u otra forma van a ser beneficiarios de dichas acciones.

3. Valencia ciudad de turismo urbano accesible

Valencia es una ciudad, que en los últimos 10 años ha dado un vuelco sustancial revelándose como uno de los destinos turísticos urbanos más importantes de España. Según los datos de las últimas estadísticas oficiales de turismo, el 2014 ha sido un año de crecimiento sostenido para Valencia con 4,15 millones de pernoctaciones, un 4,2% más que 2013. Dicha cifra se alcanza gracias a un avance en el turismo internacional por encima del 8%. De forma particular, tras 15 años de esfuerzo, Valencia se ha consolidado como uno de los destinos de cruceristas mediterráneo. Según las cifras que registradas

por Turismo Valencia [4], desde el año 2000 se ha pasado de tener 20 escalas en el puerto que dejaban 10.219 cruceristas, a las 195 escalas que trajeron 373.013 pasajeros en 2014, según los datos de Autoridad Portuaria. Estas cifras representan un crecimiento cercano a un 900 % en el número de barcos y de más de un 3.500 % de incremento en el número de pasajeros en tan sólo quince años (Figura 1).

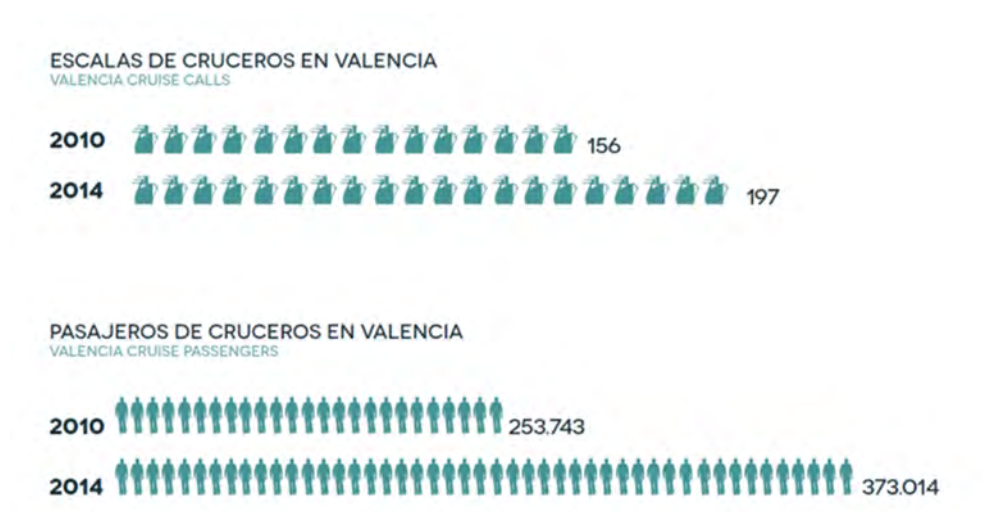


Figura 1. Crecimiento turismo cruceros en Valencia, 2014. Fuentes: Puertos del Estado y Turismo Valencia.

La ciudad ha mejorado su oferta de infraestructuras para cruceros, adaptándose a la tendencia de la industria y a las necesidades técnicas de los barcos. Ahora bien, tiene en paralelo que trabajar en la mejora de la accesibilidad en general y en particular urbana para sus visitantes. Hemos de tener en cuenta que en los dos últimos años en torno a un 30% de los turistas que visitaban Valencia tenían más de 55 años, siendo especialmente los cruceristas, un grupo de turistas cuya media de edad ha estado por encima de los 50 años (Figura 2).



Figura 2. Edad media turistas en Valencia, 2010-14. Fuentes: Turismo Valencia.

La correlación entre el envejecimiento y la discapacidad es evidente. En la actualidad, el 63% de las personas con discapacidad tienen más de 45 años y es probable que la incidencia de la discapacidad siga creciendo, dado que numerosas personas contraen una discapacidad a una edad avanzada. Según un estudio reciente sobre el impacto económico y los hábitos de viaje del turismo accesible en Europa,⁴ en 2011, había 138,6 millones de personas con necesidades de accesibilidad en la UE, de las cuales el 35,9% eran personas con discapacidad de entre 15 y 64 años de edad y el 64,1% adultos mayores de 65 años.

Atendiendo a todos estos antecedentes, el objeto principal de este proyecto "Barrier Free-Valencia", es intentar responder directamente a la demanda potencial de accesibilidad urbana que ha ido aumentando en los últimos años a partir del uso de las nuevas tecnologías. Para ello, estamos diseñando una aplicación móvil que permita a los usuarios de la misma

⁴ European Commission, DG Enterprise and Industry (2014): Economic impact and travel patterns of accessible tourism in Europe – Final report Service Contract SI2.ACPROCE052481700

poder transitar por la ciudad de Valencia seleccionando rutas 100% accesibles a personas que de forma permanente o de forma temporal, tengan su movilidad reducida. Estas rutas serán complementadas con recomendaciones médicas específicas a los usuarios según su condición de reducción de la movilidad. De esta manera contribuiremos complementariamente a: mejora la autoestima de dichos usuarios; contribuir a incrementar su autonomía; identificar las áreas menos accesibles de la ciudad dotándolas de visibilidad para afrontar su mejora; asociar al turismo de la ciudad de Valencia el valor añadido de calidad de vida, salud y bienestar.

4. Metodología y tecnología empleadas

Este proyecto ha sido posible gracias al impulso obtenido para la ayuda para la realización de nuevas actividades preparatorias de proyectos coordinados entre investigadores pertenecientes a la Universitat Politècnica de València (UPV)⁵ y al Instituto de Investigaciones Sanitarias - Hospital Universitari i Politècnic La Fe (IIS/HUP La Fe),⁶ en el marco de las actividades del Campus de Excelencia Internacional VLC/CAMPUS. En el desarrollo de este proyecto se cuenta con el apoyo técnico del Institut Cartogràfic Valencià y la colaboración del Ajuntament de València a través de su plataforma "Valencia Dato Abierto". La manera de abordar dicho objetivo ha sido en base al uso del análisis espacial apoyado en tecnología de redes (*Network Analysis*) ya puestas en práctica por los autores de esta ponencia en ocasiones ante-

5 Miembros del Equipo "VlcUrbanBigData" (www.vlcurbanbigdata.com) del Departamento de Urbanismo de la Universitat Politècnica de València.

6 Miembros del Grupo de Investigación de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital Universitari i Politècnic La Fe.

riores [5]. En este caso, se trataba de resolver el problema de un análisis de red de transporte sin tener en cuenta los sentidos de las calles valorando previamente el grado de accesibilidad de las mismas y por tanto estableciendo “barreras” para aquellos puntos donde la accesibilidad nos se pueda garantizar.

4.1. Datos y cartografía empleada

Para la modelización de la red se ha utilizado la cartografía “CARTOCIUDAD” elaborada por el Instituto Cartográfico Valenciano en el ámbito de la ciudad de Valencia y coordinada con el resto del territorio por el Instituto Geográfico Nacional. Dicha cartografía se ha complementado con los tramos peatonales de la base de datos de *OpenStreetMap* y una delineación sobre la última ortofotografía de la ciudad. En conjunto se ha elaborado una red topológica con más de 15.000 tramos que se ha complementado con el “Dato Abierto” del Ajuntament de València. Aún así, toda esta información ha sido insuficiente para modelizar con total exactitud la red peatonal urbana ya que estas cartografías solo reflejan los ejes de las vías, pero no consta en ellas los pasos de peatones, rebajes, obstáculos, etc. Para ello se ha tenido que desarrollar un amplio trabajo de campo por toda la ciudad en la que están colaborando principalmente alumnos de la Escuela Técnica Superior de Arquitectura de Valencia. Dicho trabajo se ha planteado con una división en 50 zonas a lo largo de toda la ciudad en la que ha estimado un trabajo de 8 horas por cada área de la división. Con este trabajo se está procediendo a la delineación posterior de los datos en un programa de CAD, para poder completar la red sobre la que se efectúa el cálculo.

4.2. Cálculo de Redes

Como hemos comentado, para responder a la pregunta de cuál es el camino accesible desde el punto de vista de la movilidad, según el perfil de cada usuario, se utiliza la metodología de cálculo de redes. Para el cálculo del camino óptimo en dicha red (partiendo de la base de que todas las rutas son peatonales y que no se tiene en cuenta los sentidos de circulación), se ha utilizado el algoritmo de Dijkstra, (1959) implementado en el software que resuelve el problema de ruteo. El cálculo de la ruta se base en el concepto de impedancia que definimos como la dificultad que tiene un tramo de calle a la hora de ser transitado. La impedancia más utilizada habitualmente en cálculo de rutas es la distancia y el tiempo. En nuestro caso, la impedancia aumentará en aquellas rutas donde existan impedimentos para el tránsito o incluso establecerá un cierre o bloqueo cuando queramos calcular rutas 100% accesibles.

4.3. Variables utilizadas

Para el cálculo hay que considerar dos tipos de variables que afectan al resultado de las impedancias: las físicas y las de tipología de calle.

A continuación, en la Tabla 2 se detallan las diferentes variables tenidas en cuenta para modelizar la red:

Tabla 2. Tipos de variables tenidos en cuenta para el diseño de la aplicación

Elemento.	Descripción
Rebaje	En los cruces de peatones, o los lugares para abandonar la acera los rebajes son las disminuciones de los bordillos por donde una persona en silla de ruedas, por ejemplo, es capaz, de forma autónoma, de superar dicha barrera
Ancho	Las aceras o calles de menos de 1,20 los consideraremos como no son accesibles a sillas de ruedas, cochecitos, andadores, ...
Pendientes	Los tramos de calles o accesos (pasos elevados, rampas, ...) con pendientes superiores al 6% los consideraremos como no son accesibles..
Escalones	Los tramos de calles un escalón de más de cinco centímetros se consideraremos como no accesible .

4.4. Arcgis Server (Network Analyst)

Para el cálculo de las rutas óptimas se dispone como apoyo de la infraestructura del Instituto Cartográfico Valenciano que aloja en sus servidores los datos cartográficos y procesa las peticiones de la aplicación. La aplicación se ha implementado sobre Arcgis Server 10.2 y la extensión Network Analyst. Las peticiones de los datos se realizan vía URL utilizando el protocolo HTTP y servicios REST a un servicio NAServer (servicio de análisis de red de *ArcGIS for Server*), devolviendo el servidor el resultado que la aplicación cliente dibuja en la pantalla del terminal del usuario. Este servicio REST recibe la petición de punto de inicio y de salida del usuario (los parámetros van embebidos en la URL utilizando el método POST)

y desencadena en el servidor un geoproceso que resuelve la ruta, devolviendo la misma en el estándar GeoJSON.

4.5. Desarrollo de la aplicación “Barrier Free Valencia”

Para el desarrollo de la aplicación se han seguido las recomendaciones “UNE 139802:2009 – Requisitos de accesibilidad del software. (ISO 9241-171:2008)” y las “Guías de Accesibilidad” del sistema operativo Android y de IOS. La aplicación está programada con SENCHA y EXTJS embebido dentro de HTML para obtener la ventaja de ser multiplataforma. Esta página, a su vez, se embebe dentro un desarrollo ligero (para Android y para IOS), que se encarga de gestionar los perfiles de usuario y lanzar las peticiones al servidor. Este desarrollo contiene una interfaz personalizada desde la cual se realizan todas las funcionalidades. Las funciones principales son las de pregunta los puntos de origen y destino para el cálculo. Toda esta información se embebe dentro de una URL utilizando el método POST y se envía al servidor. Este recibe el perfil y calcula una impedancia final resultado de sumar todas las impedancias por las que se ve afectado. Una vez que se ha resuelto la ruta, se presenta en pantalla el resultado (modelizado mediante GeoJSON) utilizando la API de Openlayers. Como capas base sobre las que se muestra está la última ortofoto disponible por el Instituto Cartográfico Valenciano o el mapa topográfico base del mismo organismo, servidos mediante WMS a través de su portal Terrasit. En la Figura 3 se ofrece un diagrama de funcionalidad de la aplicación.

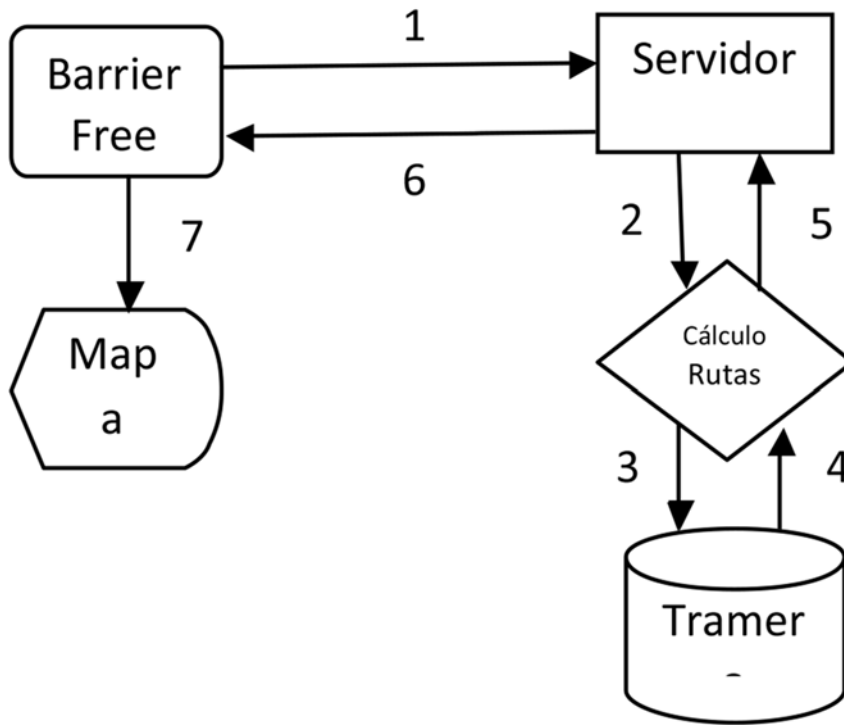


Figura 3. Esquema de funcionamiento de la aplicación. Fuentes: Propia.

Paso:	
1.º	Petición de ruta rellenando perfil y punto inicial y final.
2.º	Si los datos son correctos se consulta al proceso la ruta óptima para ese perfil.
3.º	El proceso consulta los tramos con los costes asociados al perfil de usuario
4.º	Devuelve los costes de los tramos para ese perfil .
5.º	Cálculo de la ruta de menor coste entre los puntos inicial y final.
6.º	Devuelve la ruta en formato GeoJSON.
7.º	Representa la ruta sobre el mapa.

5. Conclusión

El turismo accesible, adquiere un papel predominante en la industria turística, no sólo por la aportación de valores añadidos en la experiencia turística, sino también por la diferenciación y especialización absoluta en un amplio segmento de mercado no abordado actualmente lo suficiente por el sector turístico español. La accesibilidad turística ha pasado a convertirse en un factor intrínseco a la calidad turística, ya no se puede concebir un turismo de calidad, cuando éste no está al alcance de todos. Es por este motivo por el que tanto en el diseño como en la rehabilitación de los equipamientos o recursos turísticos deberán prevalecer los criterios técnicos que hacen accesible un espacio y su uso, contemplándose en todo momento el principio del Diseño para Todos o Accesibilidad Universal, concepto directamente relacionado con la accesibilidad desapercibida. Lograr un destino turístico inteligente pasa por el concurso de una infraestructura tecnológica de vanguardia. El desarrollo de aplicaciones que contribuyan a mejorar la accesibilidad como "Barrier Free-Valencia" y aumentar la autonomía de los visitantes en nuestras ciudades, se enmarcan dentro de las líneas de acción que pretenden conseguir ciudades más inclusivas y turistas más integrados.

6. Referencias

- [1] Consejo Español del Turismo, "Plan del turismo español horizonte 2020". Documento Base. Volumen 206. (2007) Recuperado de: <http://www.turismo2020.es>
- [2] Ministerio de Industria, Energía y Turismo, "Plan Nacional de Ciudades Inteligentes". (2015). Recuperado de: <http://www.agendadigital.gob.es/planes-actuaciones/Paginas/plan-nacional-ciudades-inteligentes.aspx>

- [3] Catalán E. y Abellán García A. "Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal y situaciones de Dependencia (EDAD 2008). Primeros resultados. Datos " (2008). Recuperado de: <http://www.ine.es/jaxi/menu.do?type=p-caxis&path=%2Ft15%2Fp418&file=inebase>
- [4] Turismo Valencia, "Estadísticas de Turismo, 2014. Valencia (2014). Recuperada en: <http://www.turisvalencia.es/es/turismo-valencia-convention-bureau/estadisticas/estadisticas-2014>
- [5] Temes Cordovez, R. y Moya Fuero, A. "Aplicaciones en salud para la mejora de la calidad de vida de los ciudadanos. RALERGO. Rutas alergo-saludables". XVI Congreso Nacional de Tecnologías de la Información Geográfica 25, 26 y 27 de Junio de 2014. Alicante (2014). Recuperado de: <https://riunet.upv.es/handle/10251/44034>

VI Congreso Internacional de Diseño, Redes de Investigación y Diseño para Todos. DRT4ALL



Comités

Comité Científico

- **Alberto Jardón Huete**, Profesor Ayudante Doctor, Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid.
- **David Zanoletty García**, Jefe del Departamento de Tecnologías Accesibles e I+D de Fundación ONCE.
- **Alejandro Rodríguez Ascaso**, Grupo de Investigación aDeNu, Departamento de Inteligencia Artificial, Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática, Universidad Nacional de Educación a Distancia (UNED).
- **Daniel Guasch Murillo**, Director Académico de la Cátedra de Accesibilidad, Arquitectura, Diseño y Tecnología para Todos de la Universidad Politécnica de Cataluña.
- **Mari Satur Torre Calero**, Manager de Innovación, Fundación Vodafone España.
- **Miguel Angel Valero Duboy**, Director del Centro de Referencia Estatal de Autonomía Personal y Ayudas Técnicas (CEAPAT).
- **Julio Abascal González**, Laboratorio de Interacción Persona-Computador para Necesidades Especiales, Universidad del País Vasco / Euskal Herriko Unibertsitatea (UPV /EHU).

Comité de Revisores/as

- **José Ramón Hilera González**, Coordinador del proyecto europeo “Educación Superior Virtual Inclusiva en América Latina” (ESVIAL), Universidad de Alcalá.
- **Anton Civit**, Dpto. Arquitectura y Tecnología de Computadores. ETSI Informática. Universidad de Sevilla.
- **Natalí González Villariny**, Proyecto Amóvil, experta en accesibilidad de dispositivos móviles.
- **Juan Bautista Montalvá Colomer**, Investigador del Grupo Life Supporting Technologies del Departamento de Tecnología Fotónica y Bioingeniería de la Universidad Politécnica de Madrid.
- **Jaisiel Madrid-Sanchez**, Director y fundador de Closefunding.
- **Cristina Manresa Yee**, Departamento de Ciencias Matemáticas e Informática, Universitat de les Illes Balears.
- **Manuel Mazo Quintas**, Catedrático de Universidad del Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá.
- **Ricardo Vergaz Benito**, Profesor Titular del Departamento de Tecnología Electrónica, Grupo GDAF-UC3M, Grupo de Displays y Aplicaciones Fotónicas, de la Universidad Carlos III de Madrid.
- **Juan González Victores**, Profesor del Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid (UC3M).
- **Alain Pruski**, Catedrático de la Universidad Paul Verlaine de Metz (Francia).
- **Teodiano Freire Bastos**, Profesor asociado, Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidade Federal do Espírito Santo.

- **Lourdes González Perea**, Directora de Accesibilidad Tecnológica, Estudios e I+D+i, ILUNION Accesibilidad Estudios y Proyectos.
- **Tiago Guerreiro**, Profesor asociado, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa.
- **Lourdes Moreno López**, Departamento de Informática, Universidad Carlos III de Madrid.
- **José M. Azorín**, Profesor Titular de Universidad, Laboratorio de Sistemas Interfaz Cerebro-Máquina, Universidad Miguel Hernández de Elche (España).
- **Pedro Encarnação**, Profesor asociado, Lisbon School of Business & Economics (CLSBE), Universidad Católica de Portugal.
- **Pere Ponsa Asensio**, Profesor del Departamento de Ingeniería de Sistemas, Automática e Informática Industrial, Universidad Politècnica Catalunya.
- **Dominique Archambault**, Catedrático de Ciencias de la Computación, Universidad de Paris 8-Vincennes-Saint-Denis.
- **Cristina Rodríguez Sánchez**, Grupo de Tecnología Electrónica, Departamento de Matemática Aplicada, Ciencia e Ingeniería de los Materiales y Tecnología Electrónica, Universidad Rey Juan Carlos (URJC).
- **Manuel Ortega Moral**, R&D Team leader, Ilunion Accesibilidad, Estudios y Proyectos.
- **Luis M. Bascones**, Consultor social, Estudios e I+D+i, Ilunion Accesibilidad, Estudios y Proyectos.
- **Ramón Ceres**, Profesor de Investigación, Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC).
- **Fernando Javier Brunetti Fernández**, Universidad Católica de Paraguay.
- **Luis Azevedo**, Universidad Técnica de Lisboa.



WORKSHOP

Envejecimiento Activo

Una evaluación global sobre el estilo de vida: Propiedades psicométricas del cuestionario general de estilo de vida “GLQ”

Irene López-Fontana, Carole Castanier, Alexandra Perrot y Christine Le Scanff¹

Resumen: El cuestionario general de estilo de vida GLQ fue desarrollado para evaluar simultáneamente las actividades físicas, sociales, individuales y cognitivas, y hábitos de alimentación, alcohol y tabaco. Fue completado por 1.043 participantes. Su fiabilidad se evaluó mediante el coeficiente alfa de Cronbach y el coeficiente de correlación intra-clase. Su validez convergente se comparó con los datos de la literatura científica.

Globalmente el cuestionario demostró una buena consistencia interna (α de Cronbach = 0,72) y las dimensiones mostraron moderada a buena fiabilidad (α de Cronbach = 0,31 a 0,75). La prueba del test-retest demostró una alta estabilidad temporal mediante el coeficiente de correlación intraclass global (CCI = 0,86) y dimensional (ICC = 0,72 a = 0,87). La validez externa sustancial fue demostrada por varios resultados. El GLQ establece una medida válida y fiable del estilo de vida general, útil a investigadores y personal médico interesados en la prevención de la salud y la calidad de vida en el envejecimiento.

Abstract: The General Lifestyle Questionnaire (GLQ) was created to simultaneously measure physical, social, individual and cogni-

1 Universidad de Paris-Sur, Laboratorio CIAMS. C.e.: irene.lopez-fontana@u-psud.fr.

tive activities, as well as food habits, alcohol and tobacco consumption as a unique construct.

The GLQ was administrated to 1043 adults. Reliability was assessed using Cronbach's alpha coefficient and Intra-Class Correlation coefficient. Convergent validity was measured comparing with the specific literature data.

We demonstrated good internal consistency of the questionnaire (Cronbach's $\alpha = .72$) and moderate to good reliability of the dimensions (Cronbach's $\alpha = .31$ to $.75$). High temporal stability was demonstrated with the test-retest Interclass Correlation Coefficient (ICC = $.86$) and confirmed in each dimension (ICC = $.72$ to $.87$). Several significant results demonstrated a substantial external validity.

The GLQ is a valid and reliable measure of general lifestyle. The GLQ may serve as a great value for research and clinical settings that are interested in the health prevention and the quality of life along aging.

1. Introducción

Se considera el estilo de vida como un factor importante que influye en la salud física y mental a lo largo de la vida. De hecho, el estilo de vida ha revelado tener el mayor impacto sobre la salud [1]. Durante las últimas décadas, ha habido un aumento de la conciencia sobre el impacto que diversos factores del estilo de vida puede tener tanto en la población general como en las personas enfermas [2] y mayores. La literatura pone de manifiesto que se pueden prevenir en buena parte algunas enfermedades modificando ciertos factores del estilo de vida [3-5]. Por ejemplo, entre el 75 y el 90% de los casos de diabetes tipo 2, entre el 65 y el 80% de los casos de las enfermedades cardiovasculares, y entre el 20 y el 30% del

conjunto de los cánceres podrían evitarse si la población tuviera una dieta saludable, no fumara y aumentara su práctica de las actividades físicas [6]. El estilo de vida también es importante para lograr un envejecimiento saludable, tanto físico como mental [7], [8]. Todos los resultados de estos estudios muestran la necesidad de diseñar formas adecuadas de promoción de los comportamientos saludables, pero la cuestión de cómo llevarla a cabo sigue planteándose [6]. Por ejemplo, Hertzog et al. (2009) [9] afirman que todos los comportamientos de un individuo (su participación a actividades físicas, cognitivas o sociales) tienen un impacto positivo sobre la cognición, incluso a una edad avanzada. Otros estudios demuestran que la actividad física regular tiene un impacto real tanto en la salud mental como física [10-12]. Las actividades cognitivas también aportan importantes beneficios en la preservación de la salud mental, incluso en una edad avanzada [13], [14]. Según algunos estudios el envejecimiento saludable también puede estar influenciado por las actividades sociales [15-17]. En comparación con las actividades de grupo, las actividades realizadas individualmente han sido poco estudiadas [18]. Sin embargo, las actividades individuales son parte integral del estilo de vida y merecen ser incluidos en sus evaluaciones para permitir profundizar la investigación sobre su eventual impacto. Además de estas actividades estimulantes, ciertos comportamientos saludables (como comer una dieta equilibrada, no fumar y beber alcohol con moderación) han demostrado tener una influencia positiva en numerosas enfermedades como el cáncer, la osteoporosis, la diabetes o las enfermedades cardiovasculares [19], [20].

Así pues un conocimiento adecuado de estos factores de estilo de vida de la persona, podría ayudar a mejorar los comportamientos dirigidos a mantener la salud tanto física como mental aportando un mejor envejecimiento. Por lo tanto, el uso de una adecuada evaluación de estilo de vida

es necesario [18]. A pesar de varias herramientas validadas existentes, varios autores han escogido combinar diferentes cuestionarios o crear sus propias preguntas para las necesidades del estudio [8], [21], [22]. Aunque implique riesgos importantes con respecto a la validez científica del estudio, el uso de cuestionarios no validados es corriente y demuestra que ciertos investigadores observan importantes limitaciones en los cuestionarios existentes [23]. Diferentes argumentos justifican la creación de nuevos cuestionarios para evaluar los hábitos de vida, a pesar de las herramientas validadas existentes:

- 1) La mayoría de los instrumentos existentes están diseñados para una enfermedad o discapacidad específica. Por lo tanto cuestionarios adaptados a poblaciones sanas y no sanas tienen que ser desarrollados y validados [24].
- 2) Muchos cuestionarios de estilo de vida se centraron en actividades específicas, y pocas herramientas ofrecen la oportunidad de medir el estilo de vida en general [25].
- 3) Los raros cuestionarios de estilo de vida general son largos y detallados. Sin embargo, en entornos clínicos y de investigación es preferible una medida corta y fácil de uso [20].
- 4) Con el tiempo, los hábitos evolucionan, al igual que el tiempo dedicado a cada una de las actividades. Por ejemplo, el tiempo dedicado a juegos y uso de ordenador por ocio pasó de 18 minutos en 2003 a 26 min en 2011 en todas las edades y aumentó a 52 min en 2013 en las personas entre 15 y 19 años [26]. Evidentemente, el aumento del uso del tiempo para nuevas actividades (por ejemplo, juegos en Smartphone o uso de redes sociales) disminuye el tiempo dedicado a otras

actividades de ocio [27]. Se necesitan nuevos cuestionarios para medir la evolución de la manera en la que las personas usan su tiempo.

Basándonos en las limitaciones de los cuestionarios existentes, hemos desarrollado una nueva evaluación del estilo de vida global para satisfacer las necesidades mencionadas precedentemente. Hemos elaborado el GLQ en francés para las necesidades de una investigación realizada en Francia. Aunque algunos ítems del GLQ se inspiran en diversas herramientas existentes [28], [29], una parte importante de ellos fue creada por los autores del presente cuestionario. El principal objetivo del presente estudio es validar el cuestionario de estilos de vida general GLQ, como una herramienta apropiada tanto para adultos jóvenes como personas mayores. El GLQ ofrece un amplio panel de hábitos que incluye actividades físicas, cognitivas, sociales e individuales, así como comportamientos que influyen la salud (dieta, alcohol y tabaco). El GLQ también refleja las últimas tendencias en los comportamientos de la sociedad. Es fácil de uso y rápido de completar (entre 5 a 15 minutos).

2. Método

2.1. Participantes y recogida de datos

Para la validación del cuestionario general la estilo de vida GLQ, las personas respondieron a una invitación difundida por Internet para completar un cuestionario. Los criterios de inclusión eran hablar francés y ser mayor de edad. La participación fue voluntaria y el cuestionario incluía 46 ítems sobre diferentes actividades y comportamientos, así como 12 datos personales (edad, género, etc.). En total 1.408 participantes

respondieron, pero sólo los cuestionarios completos se utilizaron para determinar la fiabilidad y validez del instrumento. Por lo tanto, 1.043 personas de diferentes clases socioeconómicas y niveles educativos fueron incluidos en el análisis final de los datos. Setecientos siete eran mujeres (67,8%). Los participantes provenían principalmente de Francia (96%), Canadá (zona francesa), Nueva Caledonia y Bélgica y tenían entre 18 y 84 años, con una edad media de 42, 43. Para permitir pruebas de estabilidad temporal, pedimos a todos los participantes que aceptaran completar de nuevo el cuestionario en un periodo comprendido entre 1 y 3 semanas. Se recibieron 371 cuestionarios.

2.2. Evaluación del estilo de vida general por el GLQ

El GLQ evalúa una variedad de comportamientos y actividades practicados en los últimos 12 meses. Los participantes indicaron la frecuencia de cada actividad o comportamiento en una escala de Likert en 5 puntos : 1 = Nunca, 2 = algunas veces en el último año, 3 = algunas veces al mes, 4 = algunas veces por semana, 5 = Todos los días o casi todos los días. Nueve preguntas tratan de aspectos negativos para la salud (ejemplo: fumar) y utilizan la puntuación inversa. El GLQ ofrece tres niveles de análisis. En primer lugar, un análisis de cada ítem proporciona información acerca de la participación específica a cada actividad. En segundo lugar, la media de las puntuaciones por dimensiones se puede utilizar para determinar qué tipo de actividad debe incrementarse para llevar una vida más sana. Por último, la media de la puntuación total proporcionará una estimación global sobre el estilo de vida.

2.3. Dimensiones del GLQ

Categorizar los ítems por tipos de actividades es particularmente difícil debido a la subjetividad de la clasificación [25]. A fin de proporcionar dimensiones fiables del GLQ, los autores optaron por una clasificación externa [21]. En total, 51 colaboradores (17 expertos en psicología, 17 estudiantes universitarios de psicología y otras 17 personas escogidas al azar) fueron seleccionados para obtener una clasificación representante de los ítems en las dimensiones físicas, cognitivas, sociales o individuales.

Las actividades físicas incluyen cualquier movimiento corporal producido por los músculos esqueléticos que producen un gasto de energía [30]. El GLQ incluye actividad física de ocio (por ejemplo, bolos), prácticas de deportes competitivos (por ejemplo, tenis, gimnasia), así como las actividades de la vida cotidiana que implican un consumo de energía (por ejemplo, subir escaleras, pasar el aspirador). Las actividades cognitivas tienen como objetivo asimilar o entender y movilizar los recursos de la mente, la racionalidad o lógica [31]. El GLQ incluyó diversas actividades que involucran a una o varias funciones del cerebro, como la atención, la memoria y el razonamiento (por ejemplo, leer, tocar un instrumento). Como actividades sociales se considera la participación en actividades con otras personas y el mantenimiento de las conexiones sociales [32]. El GLQ tomó en cuenta las actividades sociales tradicionales (por ejemplo, salir con amigos, visitar a la familia), como las interacciones sociales más recientemente desarrolladas (por ejemplo, conversar por Whatsapp, Skype, o redes sociales en general). La dimensión de la actividad individual del GLQ incluyó actividades que se practican de forma individual, para relajarse o para el enriquecimiento personal (por ejemplo, escuchar música, cocinar por gusto).

Además de estas actividades, la quinta dimensión del GLQ mide “comportamientos saludables”. Permitiendo una categorización menos subjetiva, esta dimensión incluye conductas que han sido descritas en la literatura como significativamente influyentes para la salud, como la alimentación, el alcohol y el tabaco [19]. Esta dimensión proporciona información acerca de los hábitos de dieta (por ejemplo, comer al menos 5 porciones de fruta o verdura al día), el consumo de alcohol tanto suave como fuerte (por ejemplo, cerveza o vino y whisky o vodka), y el consumo de tabaco, incluidos ambos cigarrillos y tabaco bajo otras formas (por ejemplo, cigarro, pipa). Después del análisis, los dos siguientes ítems no pudieron ser consistentemente clasificados en una dimensión específica: “Voy al teatro, a la ópera o a ver espectáculos culturales” y “Juego con otras personas (cartas, ajedrez, etc.)”. Estos ítems fueron eliminados del cuestionario con el fin de respetar una clasificación rigurosa de las dimensiones. Así pues, el GLQ incluye 44 ítems divididos en cinco dimensiones: actividades físicas (9 ítems), cognitivas (8 ítems), sociales (10 ítems) e individuales (8 ítems), y comportamientos saludables (9 ítems).

2.4. El análisis estadístico

Las propiedades psicométricas del instrumento fueron evaluadas tanto internamente (fiabilidad de consistencia interna y test-retest) como externamente (validez convergente). Se evaluó la fiabilidad de consistencia interna mediante el coeficiente alfa de Cronbach [33] y la fiabilidad test-retest mediante el coeficiente de correlación intra-clase (ICC) utilizando el análisis de varianza [34]. La validez convergente se midió por comparación con la literatura científica. Varios hallazgos fueron identificados a partir de otros estudios científicos y se compararon con los datos obtenidos por el GLQ. Se utilizaron

correlaciones y Anovas (Análisis de la varianza) para evaluar las relaciones entre el estilo de vida y las variables como sexo, edad, índice de masa corporal (IMC), situación profesional (por ejemplo, técnico, comerciante, empresario) y el nivel educativo.

3. Resultados

3.1. Pertinencia y exhaustividad de los ítems

Nuestro primer paso fue verificar la pertinencia de los ítems según sus propiedades estadísticas. Primero verificamos distribuciones marginales extremas. Comprobamos que la diferencia más pequeña era que el 89,53% de los participantes tenía conversaciones diarias escritas (SMS, chat, correos electrónicos) y el 81,08% escribía a diario en el ordenador. Estas puntuaciones son inferiores al 90%, así que decidimos mantenerlos. No se encontraron ítems escasamente validados. A la pregunta "¿Hay actividades que haya practicado en los últimos 12 meses que no figuren en le cuestionario?", sólo 14 participantes (1,34%) añadieron actividades particulares como fotografía (dos veces), papiroflexia (una vez) o cantar en un coro (tres veces).

3.2. Fiabilidad de GLQ

En general, los coeficientes alfa de Cronbach fueron satisfactorios. La puntuación de alfa de Cronbach global fue buena (0,72) y las puntuaciones de las dimensiones fueron generalmente de buenas (0,55 para la dimensión "comportamientos saludables") a muy buenas (0,75 para la dimensión "actividades físicas"). Las actividades individuales y cognitivas obtuvieron consistencia interna inferior (0,31 y 0,46, respecti-

vamente), en parte debido a que ofrecen una amplia gama de actividades que conducen a una importante diversidad. Se encontró una alta fiabilidad test-retest. La puntuación global del cuestionario fue ICC = 0,86; Intervalo de confianza del 95%, 0,83 a 0,89. Las puntuaciones de las dimensiones variaron de ICC = 0,72; Intervalo de confianza del 95%, desde 0,66 hasta 0,76 para la dimensión "actividades individuales", a ICC = 0,87; Intervalo de confianza del 95%, 0,84-0,89 para la dimensión "actividades sociales".

3.3. Validez del GLQ

Las puntuaciones del GLQ resultaron consistentes con las conclusiones de otros estudios sobre el estilo de vida. Encontramos relaciones significativas entre la literatura y los resultados de nuestro estudio. Como se ha demostrado en otras investigaciones, la participación en "actividades físicas" disminuye con la edad ($r = -.28$, $p < 0,05$) [35]. Por otra parte, el índice de masa corporal se correlacionó negativamente con la frecuencia de la actividad física ($r = -.24$, $p < 0,05$) [36], [37]. La frecuencia de la participación en "actividades sociales" no fue significativamente diferente entre hombres y mujeres ($F(1, 1041) = 0,19$, ns) [38]. Sin embargo, un análisis por ítems puso en relieve que las mujeres tienen más probabilidades de participar en actividades religiosas que los hombres ($F(1, 1041) = 4,40$, $p < 0,05$) [38]. La participación en "actividades cognitivas" se relacionó positivamente con los años de estudios ($r = 0,11$, $p < 0,05$) [29]. En cuanto a la dimensión "comportamientos de salud", en comparación con aquellos que nunca habían fumado, los fumadores diarios demostraron ser más propensos a tener hábitos alimenticios poco saludables, a mantener un estilo de vida sedentario y a consumir más alcohol de lo recomendado ($F(1, 1041) = 198,03$, $p < 0,001$) [39]. También se demostró que el estilo de vida de los estudiantes favorece una nutrición

inadecuada y unos hábitos alimentarios no saludables ($F(1, 1041) = 34,63, p < 0,001$) [40]. Por el contrario, las personas que llegan a la jubilación tienen mayor oportunidad de adoptar conductas saludables ($F(1, 1041) = 32,73, p < 0,05$) [35]. La única categoría que no pudo ser validada mediante la comparación de los datos de la literatura científica con los resultados del presente estudio, fue la "dimensión individual". Dado que esta categoría ha sido poco estudiada, ninguna hipótesis general quedó probada y confirmada. Sin embargo, todas las otras dimensiones demostraron una validez convergente satisfactoria en comparación con los hallazgos de la literatura científica.

4. Discusión

Hemos desarrollado un instrumento en francés llamado GLQ que permite evaluar simultáneamente diversos aspectos del estilo de vida general. El objetivo principal es proponer un instrumento amplio que mide cinco dimensiones relacionadas con la prevención y el mantenimiento de una buena salud.

Hemos demostrado que el GLQ muestra buena fiabilidad y validez. En general, el GLQ demuestra una correcta fiabilidad de consistencia interna en ambas puntuaciones, tanto global como dimensional. La fiabilidad de la prueba del test-retest también muestra de muy buena a excelente estabilidad temporal tanto para la puntuación global como para las puntuaciones dimensionales del GLQ. Los resultados obtenidos por el cuestionario propuesto son en general consistentes con la literatura científica para la mayoría de las dimensiones, lo que sugiere una validez global satisfactoria de este cuestionario.

Este estudio tiene varios puntos fuertes. El GLQ evaluó cinco áreas de hábitos de vida: actividades físicas, actividades sociales, actividades cognitivas, actividades individuales, la nutrición y la ingesta de sustancias. A nuestro enten-

der, esta es el único cuestionario validado para la evaluación de estas dimensiones múltiples de forma simultánea. La dimensión "actividades físicas" del GLQ proporciona información sobre el esfuerzo requerido, tanto en las actividades diarias como en el ejercicio estructurado. Estos datos son considerados relevantes para la comprensión del impacto de la actividad física en la salud [19] , [41]. Esta herramienta también tiene en cuenta que el estilo de vida ha cambiado notablemente en las últimas décadas [27] y propone varios ítems incluyendo por ejemplo el tiempo pasado en usar el móvil, Internet y otras actividades que se han impuesto en los "nuevos" hábitos de vida. Por otra parte, las escasas respuestas de los participantes a la pregunta abierta "¿Hay actividades que haya practicado en los últimos 12 meses que no figuren en le cuestionario?" demuestran que el cuestionario cubre explícitamente un amplio panel de actividades y se puede considerar completo. Además, el GLQ es corto (pide entre 5 y 15 minutos para completarlo) y fácil de emplear. El cuestionario fue administrado a un amplio muestreo, lo que nos ha permitido establecer la fiabilidad y la validez de su contenido. En lo que se refiere a los participantes, se incluyeron múltiples edades, niveles educativos y entornos profesionales. Esto ha puesto en evidencia que el GLQ se puede utilizar para evaluar los hábitos de vida en diversas poblaciones, desde adultos jóvenes hasta personas mayores, incluso ancianas. Por último, el GLQ ofrece tres niveles de análisis: por ítems, por dimensiones o de manera global. Esto permite una gran capacidad de adaptación adecuada a las necesidades tanto del personal clínico como del investigador. Se ha comprobado que este cuestionario global y multidimensional del estilo de vida puede ser de gran utilidad también en el trabajo más empírico.

Sin embargo, algunas limitaciones deben abordarse en futuras investigaciones. En primer lugar, el objetivo principal que

propone esta herramienta es ofrecer un gran panel del estilo de vida, respetando un tiempo razonable para su evaluación. Por ello, algunos ítems reagrupan diferentes actividades (por ejemplo, el ítem sobre las actividades creativas abarca actividades como dibujar, pintar, esculpir, coser o tejer). Por lo tanto, el cuestionario proporcionará información sobre la frecuencia de la práctica de una actividad (por ejemplo, la actividad física intensa), pero se podrían plantear otras preguntas si se necesitaran detalles suplementarios (por ejemplo, ¿la actividad física intensa concreta es tenis, natación deportiva, etc.?). En segundo lugar, la escasa literatura científica publicada acerca de la dimensión individual no ha permitido una correcta verificación de la validez de esta dimensión. Será necesario realizar más investigación para confirmar el interés de la dimensión individual.

Por último, una perspectiva de este instrumento sería traducirlo en diferentes idiomas. De momento, el GLQ sólo existe en una versión francesa. Sin embargo, que sepamos, no existe ningún cuestionario validado, en inglés por ejemplo, que mida el estilo de vida en general. Una traducción validada de este cuestionario podría beneficiar a muchos investigadores y personal de salud que estén interesados en entender los comportamientos que impactan de manera importante la salud.

5. Conclusión

El GLQ es una medida fiable y válida para evaluar el estilo de vida global. Resulta de ello un instrumento útil para el personal clínico y los investigadores que busquen cuantificar los factores esenciales de estilo de vida para prevenir enfermedades y situaciones de discapacidad, y mantener la autonomía y la salud a lo largo de la vida.

6. Referencias

- [1] World Health Organization, *Global health risks: mortality and burden of disease attributable to selected major risks*, World Health Organization, 2009.
- [2] G. Homan, J. Litt y R.J. Norman, «The FAST study: Fertility ASsessment and advice Targeting lifestyle choices and behaviours: a pilot study.» *Human reproduction*, 2012, pp.176.
- [3] A.K. Chomistek, S. E. Chiuve, A.H. Eliassen, K.J. Mukamal, W.C. Willett, y E.B. Rimm, «Healthy lifestyle in the primordial prevention of cardiovascular disease among young women», *Journal of the American College of Cardiology*, 65(1), 2015, pp. 43-51.
- [4] T.M. Dall, M.V. Storm, A. P. Semilla, N. Wintfeld, M. O'Grady, y K.V. Narayan, «Value of Lifestyle Intervention to Prevent Diabetes and Sequelae», *American journal of preventive medicine*, 2014.
- [5] A. Oikarinen, J. Engblom, M. Kääriäinen, y H. Kyngäs, «Risk factor-related lifestyle habits of hospital-admitted stroke patients—an exploratory study», *Journal of clinical nursing*, 2015.
- [6] P. Bully, Á. Sánchez, E. Zabaleta-del-Olmo, H. Pombo, y G. Grandes, «Evidence from interventions based on theoretical models for lifestyle modification (physical activity, diet, alcohol and tobacco use) in primary care settings: A systematic review», *Preventive medicine*, 2015.
- [7] K. Yaffe, T.D. Hoang, A. Byers, L. Barnes, y K.E. Friedl, «Lifestyle and health-related risk factors and risk of cognitive aging among older veterans», *Alzheimer's & Dementia*, 10(3), 2014, pp. 111-121.
- [8] E. Kesse-Guyot, V.A. Andreeva, C. Lassale, S. Hercberg, y P. Galan, «Clustering of Midlife Lifestyle Behaviors and Subsequent Cognitive Function: A Longitudinal Study»,

- American journal of public health*, 104(11), 2014, pp. 170-177.
- [9] C. Hertzog, AF. Kramer, RS. Wilson, y U. Lindenberger, "Enrichment effects on adult cognitive development: Can the functional capacity of older adults be preserved and enhanced?" *PSPI*, 9, 2009, pp. 1-65.
- [10] S. Steinmo, G. Hagger-Johnson, y L. Shahab, «Bidirectional association between mental health and physical activity in older adults: Whitehall II prospective cohort study», *Preventive medicine*, 66, 2014, pp. 74-79.
- [11] P. Guallar-Castillón, A. Bayán-Bravo, L.M. León-Muñoz, T. Balboa-Castillo, E. López-García, J.L. Gutierrez-Fisac, y F. Rodríguez-Artalejo, «The association of major patterns of physical activity, sedentary behavior and sleep with health-related quality of life: A cohort study», *Preventive medicine*, 67, 2014, pp. 248-254.
- [12] D. Vancampfort, M. Probst, A. Adriaens, G. Pieters, M. De Hert, B. Stubbs..., y J. Vanderlinden, «Changes in physical activity, physical fitness, self-perception and quality of life following a 6-month physical activity counseling and cognitive behavioral therapy program in outpatients with binge eating disorder», *Psychiatry research*, 219(2), 2014, pp. 361-366.
- [13] A. Soubelet, «Le vieillissement cognitif et l'hypothèse de l'exercice mental révisée», *Psychologie française*, 54(4), 2009, pp. 363-378.
- [14] T.A. Salthouse «Mental exercise and mental aging evaluating the validity of the "use it or lose it" hypothesis», *Perspectives on Psychological Science*, 1(1), 2006, pp. 68-87.
- [15] T.E. Seeman, y E. Crimmins, "Social environment effects on health and aging", *Annals of the New York Academy of Sciences*, 954(1), 2001, pp. 88-117.

- [16] M. Lövdén, P. Ghisletta, y U. Lindenberger, «Social participation attenuates decline in perceptual speed in old and very old age», *Psychology and aging*, 20(3), 2005, pp. 423.
- [17] H.X. Wang, W. Xu, y J.J. Pei, «Leisure activities, cognition and dementia», *Biochimica et Biophysica Acta (BBA)-Molecular Basis of Disease*, 1822(3), 2012, pp. 482-491.
- [18] D.S. Jopp, y C. Hertzog, «Assessing adult leisure activities: an extension of a self-report activity questionnaire», *Psychological assessment*, 22(1), 2010, pp. 108.
- [19] S. Kim, B.M. Popkin, A.M. Siega-Riz, P.S. Haines, y L. Arab, «A cross-national comparison of lifestyle between China and the United States, using a comprehensive cross-national measurement tool of the healthfulness of lifestyles: the Lifestyle Index», *Preventive medicine*, 38(2), 2004, pp.160-171.
- [20] M. Godwin, A. Pike, C. Bethune, A. Kirby, y A. Pike, «Concurrent and Convergent Validity of the Simple Lifestyle Indicator Questionnaire», *ISRN family medicine*, 2013, pp. 6.
- [21] D.E. Sörman, A. Sundström, M. Rönnlund, R. Adolfsson, y L.G. Nilsson «Leisure activity in old age and risk of dementia: a 15-year prospective study», *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 69(4), 2014, pp. 493-501.
- [22] S.M. Robinson, K.A. Jameson, H.E. Syddall, E.M. Denison, C. Cooper, y A. Aihie Sayer, «Clustering of lifestyle risk factors and poor physical function in older adults: the Hertfordshire cohort study», *Journal of the American Geriatrics Society*, 61(10), 2013, pp.1684-1691.
- [23] T. Prohaska, E. Belansky, B. Belza, D. Buchner, V. Marshall, K. McTigue..., y S. Wilcox, «Physical activity, public health, and aging: critical issues and research priori-

- ties», *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 61(5), 2006, pp. 267-273.
- [24] J. Lara, A. Godfrey, E. Evans, B. Heaven, L.J. Brown, E. Barron..., y J. C. Mathers, «Towards measurement of the Healthy Ageing Phenotype in lifestyle-based intervention studies», *Maturitas*, 76(2), 2013, pp. 189-199.
- [25] D. Jopp, y C. Hertzog, «Activities, self-referent memory beliefs, and cognitive performance: evidence for direct and mediated relations», *Psychology and Aging*, 22(4), 2007, pp. 811.
- [26] Bureau of labor Statistics, American time use survey-2003-2011 and 2013 results, retrieved on May 25, 2015. <http://www.bls.gov/news.release/atus.nr0.htm>.
- [27] T. Kuo, y H.L. Tang, «Relationships among personality traits, Facebook usages, and leisure activities-A case of Taiwanese college students», *Computers in Human Behavior*, 31, 2014, pp. 13-19.
- [28] F.C. Bull, T.S. Maslin, y T. Armstrong, «Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study», *Journal of physical activity & health*, (6), 2009, pp. 790-804.
- [29] R.S. Wilson, L.L. Barnes, y D.A. Bennett, «Assessment of lifetime participation in cognitively stimulating activities», *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, 25(5), 2003, pp. 634-642.
- [30] C.J. Caspersen, K.E. Powell, y G.M. Christenson, «Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research», *Public health reports*, 100(2), 1985, pp. 126.
- [31] F. Parent, R. Baulana, Y. Coppieters, G. Kahombo, E. d'Hoop, D. Lemenu..., y J.M. De Ketele, «Mieux gérer la cohérence pour renforcer les ressources humaines en santé: paradigmes et méthodes pour une intégration efficace

- des pratiques professionnelles et communautaires en formation», *Pédagogie médicale*, 11(2), 2010, pp. 111-125.
- [32] S.S. Bassuk, T.A. Glass, y L.F. Berkman, «Social disengagement and incident cognitive decline in community-dwelling elderly persons», *Annals of internal medicine*, 131(3), 1999, pp. 165-173.
- [33] L.J. Cronbach, «Coefficient alpha and the internal structure of tests», *Psychometrika*, 16(3), 1951, pp. 297-334.
- [34] P.E. Shrout, y J.L. Fleiss, «Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability», *Psychological bulletin*, 86(2), 1979, pp. 420.
- [35] M. Södergren, W.C. Wang, Salmon, K., Ball, D. Crawford, y S.A. McNaughton, «Predicting healthy lifestyle patterns among retirement age older adults in the WELL study: a latent class analysis of sex differences», *Maturitas*, 77(1), 2014, pp. 41-46.
- [36] N.D. Wright, A.E. Groisman-Perelstein, J. Wylie-Rosett, N. Vernon, P.M. Diamantis, y C.R. Isasi, «A lifestyle assessment and intervention tool for pediatric weight management: the HABITS questionnaire», *Journal of human nutrition and dietetics*, 24(1), 2011, pp. 96-100.
- [37] M. Inoue, S. Toyokawa, K. Inoue, Y. Suyama, Y. Miyano, T. Suzuki..., y Y. Kobayashi, «Lifestyle, weight perception and change in body mass index of Japanese workers: MY Health Up Study» *Public health*, 124(9), 2010, pp. 530-537.
- [38] E.S. Koh, S.N. Jang, N.J. Paik, K.W. Kim, y J.Y. Lim, «Age and gender patterns in associations between lifestyle factors and physical performance in older Korean adults», *Archives of gerontology and geriatrics*, 59(2), 2014, pp. 338-345.
- [39] C. Pisinger, U. Toft, y T. Jorgensen, «Can lifestyle factors explain why body mass index and waist-to-hip ratio in-

crease with increasing tobacco consumption? The Inter99 study», *Public health*, 123(2), 2009, pp. 110-115.

[40] T.M. Chock, «The influence of body mass index, sex, and race on college students' optimistic bias for lifestyle healthfulness» *Journal of nutrition education and behavior*, 43(5), 2011, pp. 331-338.

[41] P. Lampinen, R.L. Heikkinen, y I. Ruoppila, «Changes in intensity of physical exercise as predictors of depressive symptoms among older adults: an eight-year follow-up», *Preventive medicine*, 30(5), 2000, pp. 371-380.

Proyecto Enred@te: red social digital para mayores y voluntariado de Cruz Roja Española

Ana Peñalver Blanco,¹ Ana Arroyo Hernández,² Estibaliz Ochoa Mendoza³ y Carlos Capataz Gordillo⁴

Resumen: La iniciativa Enred@te, ideada por Cruz Roja, Fundación Vodafone, y Fundación TECSOS, surgió como evolución de un proyecto anterior en el que se desarrolló y pilotó una solución de video comunicación entre personas mayores a través de un sistema instalado en sus propios televisores. Ante el éxito de esa primera iniciativa, se decidió avanzar hacia una solución más flexible, robusta, de sencillo manejo y mayor calidad, consiguiendo una red social accesible a través de tablets que las personas mayores pueden utilizar para video comunicarse con otras personas mayores y mantenerse informados de diversos contenidos de interés. Además, como novedad incorpora la participación del voluntariado virtual, parte de la red que promueve su uso de manera inclusiva y participativa. Esta solución también se pilotó en 2014 con resultados positivos, y actualmente se está trabajando para convertirla en un servicio que permita llegar a las personas mayores a través de Cruz Roja.

1 Fundación TECSOS. C.e.: apblanco@fundaciontecsos.es.

2 Fundación TECSOS. C.e.: aarroyo@fundaciontecsos.es.

3 Fundación Vodafone. C.e.: estibaliz.ochoa@vodafone.com.

4 Cruz Roja Española. C.e.: carcap@cruzroja.es.

Abstract: *The Enred@te initiative, devised by Red Cross, Vodafone Foundation, and TECSOS Foundation emerged as an evolution of a previous project wherein a solution of video communication between older people through a system installed on their own TVs was developed and piloted. Since the success of this first initiative was so high, the consortium decided to move towards a more flexible, robust, easy to use and higher quality solution, achieving a social network accessible via tablets that the older people can use to video communicate with other older people and stay informed through different contents of interest. Enred@te includes, as a new feature, the participation of virtual volunteering, part of the network that promotes its use in an inclusive and participatory manner. This solution was also piloted in 2014 with positive results, and it is currently becoming a real service that will allow reaching older people through Spanish Red Cross.*

1. Introducción

Las investigaciones recientes indican que en 2050 el mundo tendrá 400 millones de personas mayores de 80 años, un envejecimiento de la población que será un problema social importante [1]. Por otra parte, el 28% de las personas mayores se sienten solas con frecuencia, y este porcentaje aumenta a 38% si además viven solas. Las personas que la sufren dicen que la soledad es una experiencia desagradable y estresante asociada con sentimientos de nerviosismo, ansiedad y tristeza. Todo esto hace de la soledad en las personas mayores un tema de especial relevancia en nuestra población cada vez más envejecida.

En este contexto, las redes sociales digitales pueden contribuir de una manera positiva a promover la participación social de las personas mayores, involucrándoles en grupos sociales que se identifican con las mismas necesidades y pro-

blemas. Estas redes se han convertido en herramientas accesibles y económicas, que ayudan a romper el aislamiento, lo que permite el establecimiento de vínculos relacionales con personas que comparten las mismas preocupaciones.

Enred@te define una red social digital accesible para que personas mayores puedan conocer a otras personas, se comuniquen y se mantengan informados a través de diferentes contenidos de interés. En esta red las personas mayores y los voluntarios de Cruz Roja Española, interactúan para fortalecer las relaciones habituales en el contexto de la atención y el apoyo. La red es accesible a través de dispositivos tablet con sistema operativo Android (principalmente para los usuarios mayores) y PC (principalmente para los voluntarios).

2. Objetivos del proyecto

Enred@te tiene como objetivo mejorar la comunicación y la socialización de las personas mayores mediante la promoción del uso de los servicios digitales entre aquellos que viven o se consideran a solas con la intención de evitar esa sensación de soledad.

El segundo objetivo principal del proyecto es la participación del voluntariado de Cruz Roja Española, que tiene un papel primordial en el desarrollo de toda la actividad de la organización, ascendiendo la cifra global en 2013 a 209.075 [2] de voluntarios. Enred@te desarrolla mecanismos y estrategias dinámicas a través de la participación voluntaria, lo que fomenta activamente el uso de la red de manera inclusiva y participativa. La participación de los voluntarios mejora la facilidad de uso de la red, la comunicación, y responde a las demandas y necesidades de las personas mayores en situación de soledad. En Enred@te, la actividad del voluntariado virtual o voluntariado en línea tiene las mismas

características, relevancia y calidad que el voluntariado presencial; pero con la ventaja de que el voluntariado virtual incluye a personas que no podían participar anteriormente como voluntarios (personas con discapacidad física o sensorial, personas con poco tiempo libre, personas que viven en las localidades donde no hay actividades de voluntariado que les interesen, etc).

3. Antecedentes

Cruz Roja Española lleva más de 25 años ayudando a las personas a sentirse más seguras a través del servicio de Teleasistencia Domiciliaria, 10 años prestando el servicio de Teleasistencia Móvil y 2 años utilizando la videocomunicación como canal de contacto entre las personas con deterioro cognitivo y los operadores de Cruz Roja Española para la realización de sesiones de estimulación cognitiva a través del servicio de Videoatención.

SocialTV [3], origen inmediato del proyecto Enred@te, nació de la necesidad de las personas mayores para comunicarse con los demás y del interés que despertaba que esa comunicación se pudiera realizar a través de videollamada y por lo tanto ver a la persona que estaba en el otro extremo de la comunicación. Cruz Roja Española detectó hace unos años que las personas atendidas por los servicios de Teleasistencia a menudo llamaban a la Cruz Roja, no para una emergencia, sino porque se sentían solos y querían hablar con alguien. SocialTV fue desarrollado para resolver este problema y se puso a prueba con más de 100 personas mayores en toda España que podían vídeo comunicarse con otras personas mayores a través de un innovador sistema tecnológico instalado en su televisor. A raíz de los pilotos, el 94% de los usuarios consideraron que la comunicación con otras personas era más fácil, y

algunos declararon que le había ayudado a aliviar la soledad. El 85% consideró que cumplía sus necesidades y les permitió ampliar su red social.

Enred@te, extiende los beneficios de SocialTV para ser utilizado desde un dispositivo tablet, aparte de un decodificador de televisión comercial, con las inherentes ventajas que aporta la movilidad, y permite llegar a más gente y explorar oportunidades de voluntariado virtual que complementa la interacción cara a cara.

4. Solución tecnológica

La solución tecnológica de Enred@te es una aplicación de video comunicación de sencillo manejo y adaptada a las capacidades y necesidades de las personas mayores.

4.1. Diseño de la solución Enred@te

La aplicación de video comunicación diseñada ad-hoc, se ha implementado con la participación de los usuarios desde un principio para la definición de funcionalidades e interfaces. El desarrollo se ha realizado utilizando tecnología madura y fiable. Algunos de los puntos destacables de la misma son los siguientes:

- El diseño de la interfaz de manejo de la aplicación para tablet se ha realizado incorporando aspectos de accesibilidad, teniendo en cuenta para ello el conocimiento de las propias personas mayores a través de Focus Groups y sesiones de validación con expertos, hasta llegar a la versión más óptima y accesible.
- El acceso es multiplataforma, al haberse desarrollado una versión de la aplicación para tablets Android, que

utilizan las personas usuarias, y otra para PC, para su manejo por parte de los voluntarios.

- Se basa en el concepto pionero de red social para personas mayores, pues es la primera adaptada a las características y necesidades de este colectivo.
- Esta red social incorpora el revolucionario concepto del voluntariado virtual, como agente, administrador de la comunidad y apoyo en caso de incidentes.

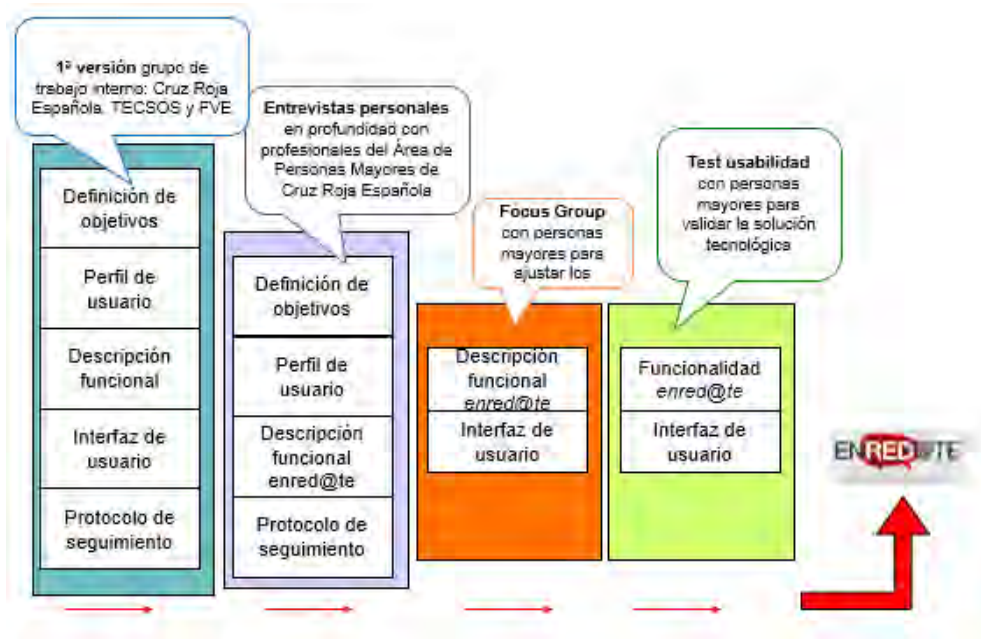


Ilustración 1: Metodología de recogida de requisitos de usuario y validación conceptual de enred@te.

Se conceptualizó y diseñó Enred@te, en base a los resultados obtenidos en sesiones con usuarios y técnicos de Cruz Roja. Esta etapa de extracción de información, se desarrolló en las provincias participantes en el proyecto previo de SocialTV (100 personas usuarias en 41 provincias y 11 Comunidades Autónomas del territorio español), siguiendo las etapas de re-

cogida de requisitos y definición con las que habitualmente Cruz Roja Española aborda en sus pilotos (Ilustración 1).

4.2. Características técnicas de la solución Enred@te

El protocolo de comunicaciones utilizado en el desarrollo de la aplicación es RTMP, que utiliza H264* y H263 Sorenson como codecs de vídeo y Speex y G711 como codecs de audio. Las comunicaciones RTMP presentan importantes ventajas con respecto a otros protocolos de comunicación como puede ser SIP:

- La comunicación RTMP no corre el riesgo de ser bloqueada por los particulares proveedores de Internet de cada usuario/a, al utilizar TCP y no UDP como protocolo de transporte de paquetes. Además RTMP ordena directamente la composición de paquetes, por lo que no existen errores de recomposición ni en el sonido ni en la imagen.
- El algoritmo de decodificación de RTMP permite que se muestren siempre imágenes completas, por lo que no pixela ni deforma la imagen.
- RTMP puede mantener la imagen fija para no degradar el audio de forma automática en caso necesario.
- Tanto el ancho de banda como el Frame Rate o velocidad de refresco pueden ser modulados por el propio sistema antes y durante la comunicación, con lo que se consigue mantener una calidad óptima de misma.
- Soporta cualquier tamaño y calidad de vídeo.
- RTMP solo abre un puerto, el 1935 (por defecto) que es de uso corriente para la web. También puede elegir cualquier otro puerto o usar HTTP lo que le permite saltarse la dificultad presente en muchos routers públicos con respecto a los firewalls.

Además de que el protocolo de comunicaciones seleccionado para la aplicación Enred@te presenta muchas ventajas ya por sí mismo, durante la fase de desarrollo se realizaron diversos ajustes de la solución técnica para llegar a alcanzar una aplicación fiable, robusta y ligera. Así, se optimizó tanto el consumo de ancho de banda, reduciéndolo considerablemente sin perder calidad, como el eco detectado inicialmente en algunos dispositivos, de manera que la solución final resultó tener claras ventajas con respecto a otras del mercado y prototipos en fase de desarrollo que se probaron, en un exhaustivo análisis comparativo entre Set-top-Box y dispositivos tablet, como Energy AndroidTV Box, Smart TVBox Network Google media Playes, Mygica EnjoyTV, Samsung Tab, tablet de Huawei , Airis y Energy System, optando finalmente por la Samsung Galaxy Tab2 y 4, como las alternativas más adecuadas para proveer el servicio para las personas usuarias mayores de Cruz Roja.

4.3. Aplicación Enred@te

La aplicación de usuario de Enred@te presenta dos funcionalidades, a las que se puede acceder desde la pantalla de inicio: Punto de Encuentro y Contenidos:

- Punto de Encuentro: los usuarios acceden a la lista de contactos de las personas a las que pueden llamar. En este apartado se puede visualizar una ficha por contacto que contiene nombre, foto y una breve descripción de la persona. En cada ficha hay un botón directo para iniciar una llamada.
- Contenidos: los usuarios acceden a una lista de vídeos con contenidos de interés para las personas mayores.



Ilustración 2: Pantalla de inicio de Enred@te.



Ilustración 3: Pantalla del menú "Punto de Encuentro" y Contenidos.



Ilustración 4: Pantalla del perfil de la persona usuaria.



Ilustración 5: Pantalla de establecimiento de la videollamada.



Ilustración 6: Pantalla de contenidos.

5. Metodología del piloto de Enred@te

La fase piloto de la solución de Enred@te se llevó a cabo entre septiembre de 2012 y abril de 2014, con una participación total de 22 personas usuarias y 9 voluntarias en diferentes territorios de la geografía española: Burgos, Valladolid, Comunidad de Madrid (zona centro y Sierra Norte) y Barcelona.

La realización del piloto de Enred@te, ha tenido como objetivo general valorar si el proyecto permitía cumplir los objetivos iniciales para los que se había desarrollado, es decir: favorecer la inclusión social digital de las personas mayores, reduciendo los sentimientos de soledad y/o aislamiento a través de la creación de la red social digital descrita. Esta valoración se ha realizado a través de las opiniones de personas mayores que han participado en el piloto, así como de voluntarios, técnicos del programa de mayores de Cruz Roja Española, y las personas de Fundación TECSOS implicadas en el mismo. Los objetivos específicos (OE) del piloto han sido:

- OE1: Valorar si el proyecto permite facilitar el intercambio y la comunicación virtual entre personas mayores, de una manera autónoma e independiente
- OE2: Valorar si el proyecto facilita el acceso de las personas mayores a la sociedad de la información, pudiendo conocer y usar nuevas formas de comunicación digital
- OE3: Valorar si el proyecto permite potenciar las relaciones entre personas mayores y voluntarios a través de redes sociales
- OE4: Valorar si el proyecto es accesible a las personas mayores, desde el punto de vista económico y técnico.
- OE5: Valorar si el equipamiento utilizado en el proyecto (tablets y PC), así como las aplicaciones que desarrolla

son fáciles de usar y adecuadas a las necesidades y características del perfil de personas mayores definido en el proyecto.

5.1. Elección de territorios / usuarios / voluntarios

La propuesta de participación en el piloto fue enviada a las Oficinas Territoriales de Cruz Roja. En un primer momento se optó por la participación de Burgos, Valladolid y Madrid gracias a su implicación e interés y motivación.

En Septiembre de 2013, se decidió ampliar el piloto a Buitrago (Madrid) y Barcelona.

La selección de usuarios y voluntarios ha sido realizada por los referentes de mayores de Cruz Roja Española de cada uno de los ámbitos escogidos.

5.2. Método de trabajo

Intentando buscar la máxima implicación y motivación de las personas, incorporando en la metodología los aprendizajes de anteriores pilotos e intentando reducir la confusión y preocupación que suelen generar los proyectos de nuevas tecnologías [4]. Se propuso y desarrolló la siguiente propuesta metodológica para el piloto de la solución Enred@te:

PASO 1: Formación.

Desplazamiento a Valladolid, Madrid, Buitrago y Barcelona para realizar sesiones formativas en una sesión conjunta con los técnicos de intervención social de referencia del proyecto de la Oficina Territorial de Cruz Roja, los usuarios seleccionados y los voluntarios seleccionados en cada ámbito territorial.

En esta sesión formativa se explicaron los objetivos del proyecto piloto, la metodología, calendario de trabajo y personas de referencia.

Las formaciones se realizaron el 20 de Noviembre de 2012, en Valladolid, 3 y 17 de Diciembre de 2012 en Madrid, el 11 de Diciembre de 2013 en Buitrago y 17 de Diciembre de 2013 en Barcelona.

PASO 2: Acompañamiento en la puesta en marcha y generación de confianza y seguridad.

Durante varios meses se realizaron sesiones conjuntas de familiarización con la tablet en los ámbitos territoriales para facilitar la resolución de dudas y generar comunicación entre todos los ámbitos implicados.

Posteriormente se realizaron las primeras prácticas y pruebas técnicas para asegurar que todo el mundo lo había entendido. Desde Oficina Central se ha intentado dinamizar la realización de estas sesiones.

PASO 3: Participación en el piloto de manera independiente.

Cada ámbito territorial realizó una selección de los usuarios y voluntarios que trabajaron con mayor implicación, disponibilidad y motivación, y a ellos se les ha entregado una tablet, con la finalidad de que continúen realizando pruebas, esta vez en escenarios reales (desde su casa, en la calle...), para analizar cuestiones técnicas (conexión, calidad de la videollamada, manejo de botones...), así como aspectos sociales.

6. Evaluación del piloto

En primer lugar, la metodología utilizada durante el piloto fue valorada muy positivamente, por lo que se decidió volver a replicarla en futuras experiencias piloto que se lleven a cabo desde las entidades involucradas en el proyecto Enred@te.

Para evaluar los resultados del piloto, la recogida de información se ha realizado en 2 fases:

FASE 1: Cuestionarios de evaluación

El cuestionario ha sido enviado a todos los usuarios, voluntarios y técnicos de referencia de los ámbitos provinciales y al equipo técnico participante en el piloto.

Los cuestionarios han sido tabulados y analizados Recibiendo un total de 30 cuestionarios: 18 usuarios, 6 voluntarios y 6 técnicos

FASE 2: Grupos de discusión

Se han realizado 2 grupos de discusión: 1 en Madrid al que han asistido los usuarios y voluntarios de Madrid (asamblea provincial), Buitrago, Burgos y Valladolid, y un segundo grupo de discusión en Barcelona en el que han participado los usuarios y algunos de los voluntarios y técnicos de referencia.

Los resultados de la evaluación del piloto se resumen a continuación:

6.1. Conclusiones de los grupos de trabajo con los técnicos del territorio, usuarios y voluntarios participantes en el piloto:

- El aspecto más positivo de Enred@te es la posibilidad de conocer a otras personas **y comunicarse con per-**

sonas incluso de otros lugares y los vínculos afectivos que se generan con esas personas que permiten reducir la soledad.

- Existe un gran número de potenciales usuarios de Enred@te, y otros a los que también les vendría bien pero que inicialmente no querrían acceder por desconfianza o miedo: en estos casos podrían ser bueno el boca a boca y que otros usuarios sean quienes se lo presenten
- Enred@te sería un proyecto con entidad propia, pero no se debe limitar sólo a mayores, se puede aplicar a otros objetivos: ocupación, cuidadores, personas con discapacidad (adaptando la solución a sus necesidades), etc.
- También la facilidad de uso. A las personas usuarias participantes en el piloto les ha resultado fácil conectarse y hablar con personas a las que no conocían previamente.
- Gracias a Enred@te han encontrado apoyo en otras personas y les han ayudado.
- El proyecto les ha servido para perder el miedo a las nuevas tecnologías.
- Continúan haciendo las mismas actividades fuera de casa que antes.
- Consideran que Enred@te facilita la comunicación y el intercambio con voluntarios de Cruz Roja.

La continuidad en el acompañamiento y seguimiento del uso de la red social durante todas las etapas del piloto, han permitido determinar que son necesarias medidas de control para evitar un uso abusivo por parte de los usuarios y los voluntarios de manera que no descuiden otras actividades de su vida diaria también necesarias o beneficiosas. Enred@te pretende ser una herramienta para fomentar las relaciones sociales y nunca un sustitutivo de otras formas de interacción.

6.2. Resultados extraídos de los cuestionarios

Según los datos obtenidos en la evaluación se concluye que Enred@te es una solución interesante y útil para las personas mayores en situación de soledad, ya que les permite conocer a otras personas y comunicarse con ellas. Además la tablet y la aplicación les han resultado de fácil manejo. Enred@te se considera además una herramienta con un potencial importante, tanto en cuanto al número como a la diversidad de usuarios que se pueden beneficiar de ella. Por otro lado la participación del voluntariado virtual ha sido valorada muy positivamente. Los principales resultados, se enumeran a continuación, disgregados por los actores implicados en el piloto.

Personas usuarias:

- Al 100% de los usuarios le parece útil, al 100% le gusta y al 100% le parece que es un buen sistema para conocer otras personas y mantener la comunicación a distancia.
- Al 88 % le ha servido para sentirse más acompañado y conocer a personas nuevas.
- Al 100% le ha servido Enred@te para ampliar su red de contactos.
- Aunque el 88% de los usuarios nunca había utilizado una tablet, al 94,1 % le ha parecido la una tecnología de uso fácil.

Personas Voluntarias:

- El 100 % de los voluntarios valora entre muy positivo y positivo utilizar Internet para hacer su labor voluntaria.

- El 83% valora entre muy positivo y positivo el poder hacer su labor a distancia.
- Software bien desarrollado e intuitivo, basado en las recomendaciones de accesibilidad web de WAI (Web Accessibility Initiative).

Técnicos de Cruz Roja Española

El 80% piensa que Enred@te **podría vincularse como apoyo o complemento para otras actividades que realizan actualmente.**

7. Enred@te como servicio de Cruz Roja Española

Una vez validada la solución tecnológica propuesta para el piloto con usuarios y evaluada la herramienta como mecanismo de integración transversal de las actividades que Cruz Roja provee, se modeló el servicio de Enred@te.

Esta etapa de puesta en marcha del servicio englobó una serie de fases que permitieron definir la arquitectura del sistema, intercambio de datos de personas usuarias a través de sistemas de seguridad apropiados, gestión de las conexiones y comunicaciones y por último, la adaptación de la interfaz de usuario que recogiera las sugerencias y funcionamiento resultado de la evaluación realizada en fases previas.

7.1. Diagrama de la alternativa tecnológica

El sistema de red que soporta Enred@te, cumple con una serie de requisitos técnicos esenciales para el servicio:

- Intercambio de datos de usuario entre la base de datos de Cruz Roja y los dispositivos de usuario de manera

segura, apoyado en XML, Web Services y sistemas de securización.

- Posibilidad de escalabilidad de la red, respecto al crecimiento del número de usuarios y voluntarios. Teniendo en cuenta
- Adaptación y ajuste de la base de datos de Cruz Roja al registro de datos de Enred@te.
- Sistema de registro de conexiones, a través de RTMP optimizado para conexiones 3G-4G en áreas rurales y metropolitanas.

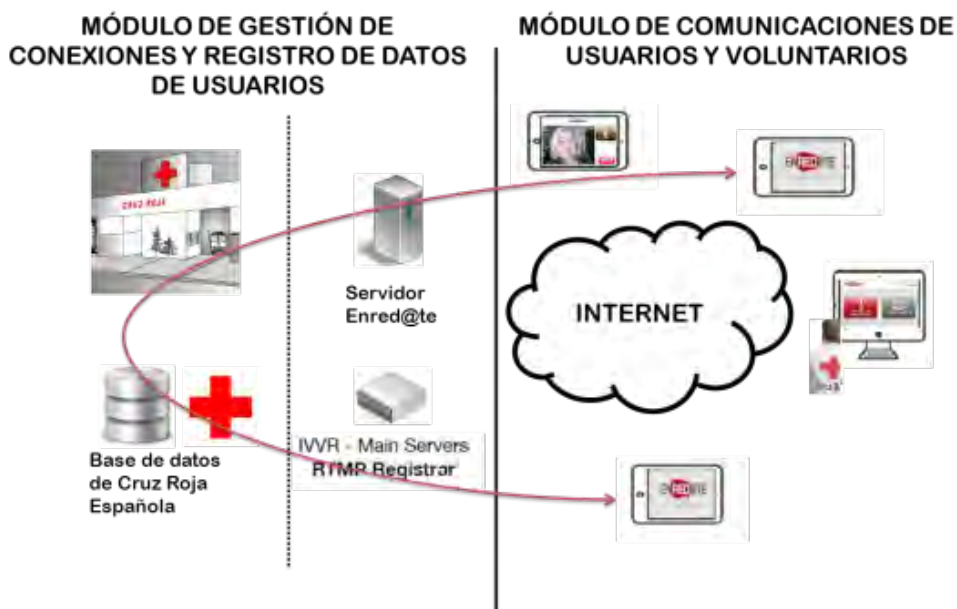


Ilustración 7: Diagrama de comunicaciones de Enred@te.

7.2. Puesta en marcha del servicio

La experiencia piloto de Enred@te en el marco de intervención de la Cruz Roja, permitió identificar las acciones necesarias para establecer Enred@te como servicio, realizar seguimiento

del mismo y evaluar la actividad derivada de él, así como los protocolos de actuación en las situaciones que pueden surgir respecto a la intervención con usuarios.

Fase I: Definición de la implantación

- Análisis de la situación de partida: estado del arte tecnológico y del perfil de ámbitos de intervención.
- Establecer la metodología de evaluación y los indicadores para medir el servicio Enred@te.
- Material de alta del servicio: fichas de registro de usuarios/voluntarios, material tecnológico. Manuales formativos para todos los perfiles involucrados en el proyecto.
- Establecimiento de la operativa del servicio: formación, familiarización con los dispositivos tecnológicos y las redes sociales por parte de técnicos, usuarios y voluntarios de Cruz Roja, protocolos en caso de dudas y averías, talleres de seguimiento del proyecto a través de grupos de discusión.

Fase II: Implantación en los territorios de Cruz Roja

- Formación territorial a los perfiles involucrados en el servicio.
- Seguimientos trimestrales de implantación y detección.
- Evaluación trimestral de los indicadores propuestos para evaluar el programa.
- Sesiones presenciales de encuentro entre los participantes de distintos territorios del servicio.
- Análisis de nuevos escenarios de aplicación de la herramienta Enred@te.

8. Conclusiones y líneas futuras

La experiencia piloto del proyecto Enred@te, finalizó con la evaluación del mismo y el análisis del modelo de servicio en Cruz Roja Española, integrándolo como uno más de los servicios que se proveen a las personas usuarias. Ubicado en el Área de Intervención Social, y en concreto de Personas Mayores, esta herramienta complementa las actividades de Envejecimiento Activo y Saludable presenciales que la organización social realiza desde décadas.

La constante experiencia e interacción de las personas usuarias, junto con la continua evolución tecnológica en el sector de la video comunicación, permite que el recorrido de Enred@te como concepto, herramienta y solución tecnológica, evolucione en función de las necesidades y posibilidades que se vayan detectando en el seguimiento trimestral del servicio.

En la actualidad, la solución Enred@te, se está pilotando en el marco de atención a las personas de Cruz Roja, con nuevos colectivos:

- Personas cuidadoras de personas mayores. Con 80 personas usuarias en Cataluña.
- Niños y niñas con hospitalización de larga duración. Con 18 niños y 5 voluntarios, en Córdoba, Salamanca y Barcelona.

Tras esta validación conceptual prevista durante el actual año 2015, se analizará la posible incorporación de Enred@te como servicio para estos colectivos.

8. Referencias

- [1] IMSERSO. "Nuevas miradas sobre el envejecimiento", 2009. Disponible en: <http://www.imserso.es/InterPresent2/groups/imserso/documents/binario/nuevasmiradas.pdf>
- [2] Cruz Roja Española, "Memoria de actividad", 2013 Disponible en: http://www.cruzroja.es/docs/2006_34_CN/memoria_2013.pdf
- [3] Fundación Vodafone España, Cruz Roja Española y Fundación TECSOS, "Social TV, una red de comunicación para personas Mayores. Informe Final", 2012. Disponible en: http://fundaciontecsos.es/sites/default/files/social_tv.pdf
- [4] Fundación Vodafone España, "TIC y Mayores conectados al futuro", 2012. Disponible en: http://www.fundacionvodafone.es/sites/default/files/tic_y_mayores_conectados_al_futuro.pdf
- [5] IMSERSO. *Libro Blanco sobre Envejecimiento Activo*, 2011. Disponible en: http://www.imserso.es/InterPresent1/groups/imserso/documents/binario/8088_8089libroblancoenv.pdf
- [6] INE, "Encuesta sobre equipamientos y Uso de Tecnologías de la Información y Comunicación en los hogares", 2014. Disponible en: <http://www.ine.es/prensa/np864.pdf>

ACTIVE: Monitorización de la actividad para la detección de comportamientos anómalos en personas mayores

Juan Luis Carús, Sonia García, Alberto Fernández, Miguel Ángel Fernández,¹ Gabriel Díaz² y Eduardo Álvarez³

Resumen: El proyecto ACTIVE aborda la problemática del envejecimiento progresivo de la población, aportando un nuevo método de monitorización de personas que puede ser utilizado para la detección, control y seguimiento de enfermedades. Este nuevo método de monitorización se basa en el análisis de la actividad y el comportamiento de los usuarios a partir de medidas de acelerómetros. El objetivo del proyecto es detectar posibles anomalías de comportamiento, entendiendo como anomalía a los cambios en el nivel de actividad no esperados de acuerdo a la rutina.

Abstract: The ACTIVE project addresses the problem of the progressive aging of the population providing a new method of monitoring people which can be used for the detection, control and monitoring of diseases. This novel method of monitoring is based on the analysis of the activity and user behavior from measurements of accelerometers. The main objective of the project is to

1 Fundación CTIC – Centro Tecnológico. C.e.: juanluis.carus@fundacionctic.org, sonia.garcia@fundacionctic.org, alberto.fernandez@fundacionctic.org, miguel.fernandez@fundacionctic.org.

2 Universidad Nacional de Educación a Distancia (UNED). C.e.: gdiaz@ieec.uned.es.

3 Universidad de Oviedo. C.e.: edualvarez@uniovi.es.

detect anomalies, meaning anomaly to changes in the level of activity that is not expected according to the routine.

1. Introducción

El Departamento de Economía de las Naciones Unidas [1] prevé para los próximos años que se doble el porcentaje de población mundial mayor de 60 años. De la misma forma se prevé que el ratio de personas mayores frente a personas en edad laboral aumente considerablemente.

La principal consecuencia del envejecimiento progresivo de la población es la necesidad del aumento de la inversión en atención e intervención sanitaria. Este hecho se acentúa con la alta tasa de migración y urbanización actual que hace que aumente el número de personas mayores que viven solas en su hogar y que necesitan de asistencia. Sin embargo, tal y como se describe en [2], en el actual contexto económico la inversión en intervención y asistencia sanitaria se encuentra estancada.

Este contexto demográfico pone de manifiesto la necesidad de trabajar en nuevos métodos de atención que puedan satisfacer las necesidades de asistencia de la sociedad y que supongan una solución económicamente sostenible.

Las tecnologías de la información y la comunicación (TIC) suponen una gran oportunidad en el desarrollo de nuevos sistemas de asistencia y han demostrado ampliamente su efectividad en diferentes ámbitos tanto en la detección de riesgos como en el control y seguimiento de enfermedades [3] [4] [5]. Los servicios de asistencia basados en TIC permiten principalmente prolongar la vida del usuario en su hogar, mejorar su calidad de vida y suponen un método de apoyo para la labor de los cuidadores [6] [7] [8]. Sin embargo, la mayoría

de los servicios existentes en la actualidad no cumplen los requisitos necesarios para su uso por personas mayores y presentan una baja tasa de penetración en la sociedad [10].

En este trabajo se propone un servicio de teleasistencia para personas mayores basado en las TIC. El sistema de monitorización propuesto funcionará de forma automática y transparente (no invasiva) detectando y reportando cambios de comportamiento no esperados. El sistema propuesto minimiza la interacción con el usuario y supone una nueva vía de atención para los cuidadores.

2. Estado del arte

En el estado del arte existen diferentes sistemas para la monitorización de personas mayores. Entre ellos destacan los sistemas orientados a la detección y prevención de caídas, los sistemas de localización de usuarios (tanto en interiores como en exteriores) y los sistemas de monitorización del estado de salud (a través de medidas fisiológicas). De este tipo de aplicaciones, desde el punto de vista del usuario final y sus cuidadores, destacan aquellos sistemas de monitorización que permitan prolongar la vida en su propio hogar, detectar problemas cognitivos incipientes y compartir información con expertos sanitarios [11].

Los sistemas de monitorización de personas mayores pueden ser divididos, tal y como se muestra en la Tabla 1, en seis categorías en función del objetivo de evaluación para el cual se realiza la adquisición de datos [12]. De todos los sistemas mostrados, los sistemas de detección de condiciones adversas cobran gran importancia ya que permiten el seguimiento y control de enfermedades facilitando la intervención e incrementando la efectividad en la asistencia.

Objetivo	Descripción	Tipos
Detección de condiciones adversas	Servicios que pretenden proteger al usuario de posibles situaciones de peligro	- Pulsadores de emergencia - Detección de comportamientos anómalos - Detección de caídas - Detección de situaciones de peligro
Evaluación del estado de salud	Servicios que evalúan el estado de salud de la persona. Este estado de salud es accesible por sus cuidadores formales (médicos) e informales (familiares)	- Detección de enfermedades y/o trastornos - Monitorización de enfermedades y/o trastornos - Monitorización de intervenciones terapéuticas
Petición de servicios	Servicios que pueden ser utilizados por el usuario para requerir ayuda en las actividades de la vida diaria (ADL)	- Petición de compra - Petición de comida - Petición de limpieza
Motivación y recordatorios	Servicios de motivación y recordatorio para conseguir la correcta adherencia del usuario a un tratamiento	- Recordatorios de medicación - Calendarios - Servicios de mensajería - Motivación en el uso de teleasistencia

Objetivo	Descripción	Tipos
Educación y consulta	Servicios que pretenden educar al usuario en el manejo y conocimiento de sus propias enfermedades	- Servicios de teleconferencia - Dispositivos de consejo - Asistencia virtual - Recopiladores de información
Inclusión social	Servicios que pretenden garantizar la inclusión social del usuario. Este tipo de iniciativas entran dentro de los requisitos de una "vida saludable"	- Servicios de videoconferencia - Redes sociales específicas para personas mayores

Tabla 1. Sistemas de monitorización de personas

En la actualidad existen dos tendencias principales en el uso de las TIC para el cuidado de personas mayores: monitorización de variables médicas y el conocido como "botón del pánico". El último de estos sistemas permite al usuario el envío de alarmas cuando se encuentra en situaciones de peligro para que automáticamente se realice el aviso a sus cuidadores. La monitorización de variables médicas permite el seguimiento del estado de salud del usuario mediante el uso de sensores vestibles. En ambos tipos de soluciones, el usuario debe conocer el manejo del sistema. Este hecho supone la principal barrera para su penetración en la sociedad debido a las características y habilidades del usuario, tanto físicas como psicológicas [10]. Los principales retos para que los sistemas de monitorización de personas mayores penetren

en la sociedad son el uso de tecnologías fiables y la creación de servicios usables que se adapten a los requisitos de los usuarios.

A partir del análisis realizado del estado del arte en sistemas de monitorización de personas, se ha creado la matriz DAFO (debilidades, amenazas, fortalezas y oportunidades) que se muestra en la Tabla 2. Esta tabla ha sido construida a partir del análisis de todos los trabajos, soluciones comerciales y proyectos estudiados.

Debilidades	Amenazas
- Baja difusión entre la población - Necesidad de formación en la solución - Uso de tecnologías no fiables - Servicios no adaptados a los requisitos de los usuarios	- Soluciones centradas en trastornos específicos - Implantación de servicios no maduros - Necesidad de pruebas a gran escala - Reducida percepción de los beneficios y necesidad por los usuarios
Fortalezas	Oportunidades
- Creciente penetración del uso de las TIC - Mejora en la calidad de vida - Reducción del coste y mejora de la eficiencia y efectividad de la atención sanitaria	- Envejecimiento de la población - Buena disposición de los profesionales - Numerosos proyectos de investigación - Pocas soluciones comerciales

Tabla 2. Análisis DAFO del estado del arte

La principal debilidad de los sistemas de monitorización actuales reside en la no adaptación a los requisitos específicos de personas mayores y que hacen que los usuarios no sean conscientes de los beneficios que supone el uso del

sistema (principal amenaza). Teniendo en cuenta la creciente penetración del uso de las TIC y los beneficios reales que acarrea su uso tanto en reducción de costes como en mejora de la calidad de vida del usuario (principales fortalezas), se pone de manifiesto la gran oportunidad que supone el uso de las TIC para la monitorización de usuarios.

Un sistema de monitorización de personas está compuesto de forma genérica por los tres elementos principales representados en la Imagen 1: elemento de medida, elemento concentrador y elemento procesador.

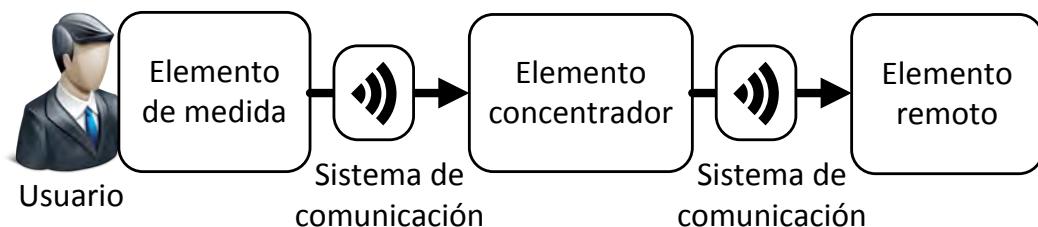


Imagen 1. Elementos de un sistema de monitorización de personas.

Cada uno de estos elementos debe ser diseñado junto con el sistema de comunicación utilizado para la transmisión de información entre ellos:

- Elemento de medida. El elemento de medida es el dispositivo encargado de adquirir la información del usuario. A nivel funcional deberá implementar un método de medida y un sistema de comunicación que permita el envío de la magnitud medida al elemento concentrador de información.
- Elemento concentrador. El elemento concentrador actúa como una pasarela de datos. Su principal objetivo es recibir la información adquirida por el elemento de medida y hacérsela llegar al elemento remoto. A nivel

funcional debe implementar los sistemas y protocolos de comunicación que le permitan la recepción de información del elemento de medida y el envío de ésta al elemento remoto.

- Elemento remoto. Este elemento recibe la información adquirida por el elemento de medida a través del elemento concentrador y realiza su procesamiento y análisis. A nivel funcional debe implementar métodos de modelado y detección.

Según varios trabajos, entre los que destaca [13], un sistema de monitorización de personas debe basarse en elementos y métodos fiables, no invasivos para el usuario (funcionamiento transparente) y de alta autonomía. Estas tres características son perseguidas y son cubiertas por el sistema de asistencia propuesto en este trabajo.

3. Sistema propuesto

El objetivo principal del sistema propuesto es prolongar la permanencia de los usuarios en el hogar, mejorar su calidad de vida y apoyar a los cuidadores en su labor a partir de una solución basada en TIC. El sistema de monitorización propuesto funciona de forma automática y transparente (no invasiva) para los usuarios minimizando su interacción y suponiendo una nueva vía de atención para los cuidadores. El objetivo es crear un nuevo servicio de teleasistencia adaptado a las necesidades de los usuarios (usuarios finales y familiares).

El sistema propuesto se compone de tres métodos principales (tal y como se muestra en la Imagen 2): método de medida, método de modelado y método de detección. Estos métodos han sido presentados por primera vez y han sido descritos en detalle en [14].

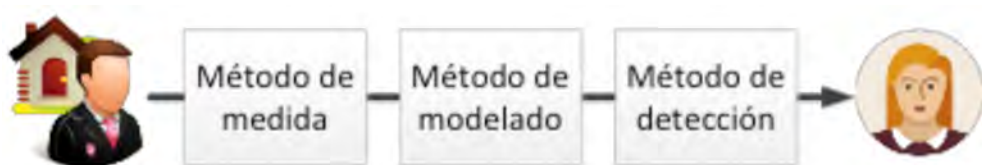


Imagen 2. Sistema propuesto.

3.1. Método de medida

El método de medida es el encargado de adquirir datos del usuario. El método de medida propuesto en este trabajo se basa en la medida de la actividad física para obtener una variable que caracterice el comportamiento. Esta medida ha sido utilizada principalmente en el estado del arte con fines deportivos.

De todos los sensores existentes para la medida de la actividad física destacan los acelerómetros por ser elementos sencillos, ligeros y ampliamente integrados en numerosos dispositivos [15]. El área de la señal de la aceleración (*signal magnitude area*, SMA) [16] es uno de los estimadores de actividad física más utilizados, cuando se trabaja con acelerómetros, pero no resuelve los principales inconvenientes en el uso de acelerómetros al presentar un coste computacional alto.

En este trabajo se utiliza un nuevo estimador de actividad física propuesto y validado en [17] y que presenta mejores características computacionales que los existentes hasta el momento. Este nuevo estimador al que se ha denominado JIM (*jerk-based information magnitude*) se basa en la derivada de la aceleración para obtener una medida de la actividad física realizada por el usuario. El diagrama de bloques que representa el método de medida se muestra en la Imagen 3 y la expresión matemática del estimador en la Ecuación 1. T y N representan respectivamente el periodo de cálculo y el número de muestras utilizadas en el mismo.

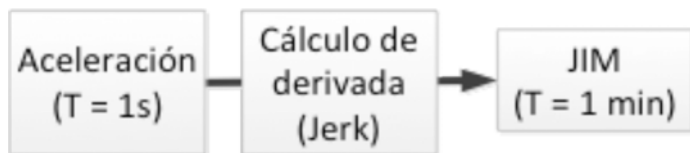


Imagen 3. Método de medida.

$$JIM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [|\text{Jerk}(i)|_x + |\text{Jerk}(i)|_y + |\text{Jerk}(i)|_z]$$

Ecuación 1. Cálculo de JIM.

3.2. Método de modelado

A partir de las medidas tomadas, este método genera un modelo de comportamiento esperado. Este modelo de comportamiento representa la rutina del usuario. Se entiende por rutina al conjunto de actividades que un usuario realiza de forma automática en su día a día. Las principales tendencias existentes en el estado del arte para el modelado del comportamiento humano se basan en técnicas de reconocimiento de actividad [18]. Estas técnicas asumen que el comportamiento puede dividirse en una secuencia de actividades que tiene lugar de forma consecutiva. En la realidad, las actividades pueden tener lugar de forma concurrente o intermitente. A su vez, este tipo de técnicas requieren de una etapa previa de entrenamiento y etiquetado que introduce errores y sesgo humano en el sistema.

Otra de las tendencias existentes es el uso de métodos de aprendizaje automático [19]. Dentro de los métodos de aprendizaje automático para el modelado del comportamiento destacan los métodos estadísticos. Este tipo de métodos permiten obtener buenos resultados pero su funcionamiento se basa generalmente en asunciones acerca de la distribución de los datos de medida (métodos paramétricos). Estos métodos no permiten la detección automática y adaptativa de la rutina del usuario ya que un cambio en la distribución de los datos implicaría un rediseño y reconfiguración del método.

En este trabajo se propone un método de modelado que permite identificar la rutina del usuario de forma automática y adaptativa y que ha sido descrito en detalle en [14]. Se trata de un método estadístico no paramétrico basado en datos históricos. La Imagen 4 muestra el diagrama de bloques que define el método propuesto. El método de procesamiento estadístico consiste en el cálculo para un determinado instante del valor medio de actividad física esperada de acuerdo a la información histórica medida durante los últimos días en ese instante y en los inmediatamente anteriores y posteriores. Para el cálculo de la rutina se propone el uso de la información de 5 días de monitorización, de acuerdo al estudio realizado en [14].

El método diseñado es dinámico y fácilmente ajustable a los cambios que se producen en el comportamiento humano ya que solamente depende de las medidas tomadas.



Imagen 4. Método de modelado.

3.3. Método de detección

Para un determinado día, este método realiza la comparación de la actividad medida y la rutina identificada. A través de esa comparación se lleva a cabo la detección de anomalías de comportamiento. Con anomalía de comportamiento se refiere a la detección de niveles de actividad no esperados de acuerdo a la rutina. El método propuesto parte de la medida de actividad física en un día en el que se desean detectar anomalías (*día evaluable*), y el modelo de comportamiento esperado (*rutina*). A través de tres fases con objetivos diferenciados (*cálculo de diferencia de actividad*, *extracción de características estadísticas* y *detección de comportamiento anómalo*), el método propuesto, descrito en detalle en [14], es capaz de identificar a la salida los tramos temporales con comportamiento anómalo. La Imagen 5 muestra el diagrama de bloques del método propuesto.

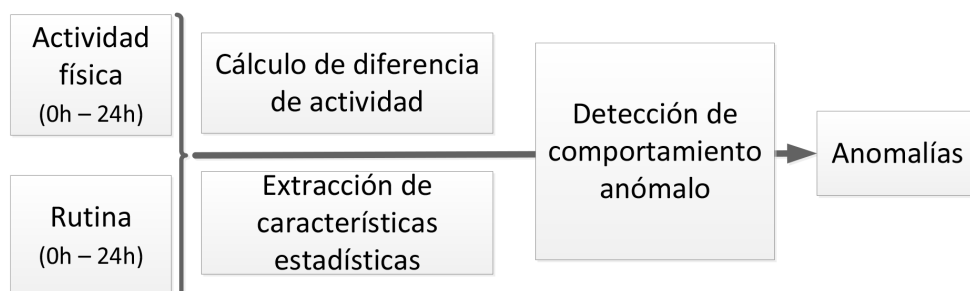


Imagen 5. Método de detección.

El método propuesto se basa en técnicas estadísticas y de minería de datos aprovechándose de sus ventajas y mejorando sus inconvenientes. Para ello, en la primera fase del método (*cálculo de diferencia de actividad*) se realiza el cálculo y filtrado de los residuos entre el modelo (*rutina*) y la actividad física medida (*actividad evaluable*). La salida de esta fase es

evaluada en la última fase del método (*detección de comportamiento anómalo*) mediante una función de valoración Fuzzy construida de forma adaptativa a partir de las características estadísticas extraídas en la fase II del método (*extracción de características estadísticas*) y un proceso de filtrado configurable para cada usuario.

La salida del método propuesto es una variable continua con valores comprendidos en el intervalo $[-1, 1]$ (como la mostrada en la Imagen 6) y que determina la presencia de comportamiento anómalo:

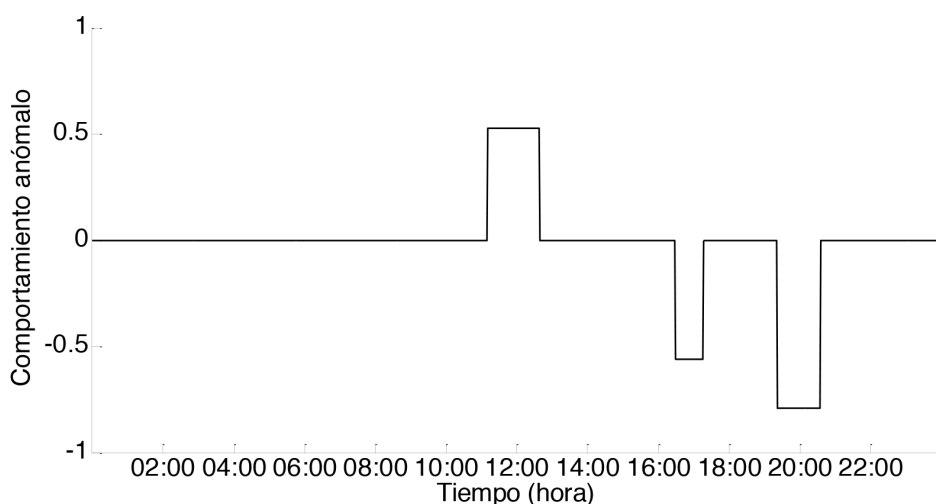


Imagen 6. Ejemplo de anomalías detectadas.

- *Valor 0.* Se identifica un comportamiento normal (ejemplo de 00:00 a 10:00 en la Imagen 6).
- *Rango $[-1, 0)$.* Se identifica un comportamiento anómalo relacionado con la detección de un nivel de actividad más bajo que el esperado (ejemplo de 16:00 a 17:00 o de 19:00 a 21:00 en Imagen 6).

- *Rango (0, 1]*. Se identifica un comportamiento anómalo relacionado con la detección de un nivel de actividad más alto que el esperado (ejemplo de 11:00 a 13:00 en Imagen 6).

4. Experimentación

Una de las principales limitaciones encontradas en el estado del arte en los métodos de monitorización propuestos, es la necesidad de una etapa de experimentación que permita validar los sistemas de forma global. Esta etapa de experimentación debe llevarse a cabo en entorno real, durante un periodo de tiempo prolongado e involucrando a varios usuarios.

Los métodos de medida, modelado y detección propuestos en este trabajo son validados mediante la monitorización de usuarios en condiciones de vida libre. Para ello, se ha realizado la implementación de los métodos propuestos siguiendo la arquitectura mostrada en la Imagen 7. Para la implementación del método de medida se ha seleccionado un dispositivo vestible comercial con apariencia de reloj con acelerómetro integrado (TI eZ430-Chronos) y un PC actúa como elemento concentrador. Los métodos de modelado y detección han sido implementados en un elemento remoto a través de una colección de servicios web en la nube. A cada usuario involucrado en la experimentación se le dio el dispositivo vestible seleccionado y se instaló en su hogar un ordenador portátil (elemento concentrador).

La etapa de experimentación tuvo lugar con cuatro usuarios mayores de 60 años durante 90 días. La Tabla 3 muestra la descripción detallada de cada uno de ellos. A los usuarios participantes en la validación se les pidió que llevaran puesto el dispositivo vestible para la monitorización durante las 24 horas del día, siguiendo su rutina habitual de actividad. Se



Imagen 7. Prototipo de arquitectura para la monitorización.

les permitió quitar el dispositivo cuando se asearan y cuando durmieran. En el caso de usuarios que suelen dormir con reloj, se les permitió que no lo quitasen. La monitorización se realiza de forma transparente para el usuario descargando los datos automáticamente a un servidor central para su procesamiento (modelado) y análisis (detección).

Para cada día de monitorización, se les entregó una tabla similar a la Tabla 4. Para cada una de las horas del día, se le pide al usuario que indique el nivel de actividad realizado: nulo, bajo, medio o alto. Con nivel nulo se hace referencia a la ausencia de monitorización, nivel bajo a reposo, nivel medio a actividades de baja intensidad como pasear o realizar las tareas del hogar y nivel alto a actividades principalmente deportivas. Estos cuestionarios serán utilizados para la validación en la detección.

	Usuario 1	Usuario 2	Usuario 3	Usuario 4
Sexo	Hombre	Mujer	Hombre	Hombre
Estado civil	Casado	Casada	Casado	Casado
Profesión	Operario grúa	Directorem-presa	Administra-tivo	Operario máquina

	Usuario 1	Usuario 2	Usuario 3	Usuario 4
Estudios	No	Medio	Superior	No
Estado laboral	Jubilado	En activo	Pre-jubilado	Jubilado
Edad	72 años	64 años	65 años	78 años
Estatura	1,60 m	1,72 m	1,76 m	1,65 m
Peso	75 Kg	54 Kg	77 Kg	70 kg
BMI	29,29	18,25	24,86	25,71

Tabla 3. Resumen de usuarios.

Hora	Activ. nula	Activ. baja	Activ. media	Activ. alta
00:00				
01:00				
02:00				
03:00				
...				
...				
...				
22:00				
23:00				

Tabla 4. Cuestionario de actividad.

La validación de los métodos propuestos se realizará en base al análisis de la fiabilidad del método, su invasividad y su autonomía. El método propuesto para la detección de anomalías se aplica sobre los datos de actividad medidos, utilizando los cuestionarios como mecanismo de validación del sistema. Para cada comportamiento anómalo detectado por el método se comprueba su correspondencia con un cambio en el nivel de actividad indicado por el usuario. Esto permite analizar la fiabilidad del sistema a partir del cálculo de su precisión, determinando qué porcentaje de las anomalías de comporta-

miento detectadas por el método propuesto se corresponden con comportamientos anómalos reales. La no invasividad del sistema se analizará estudiando el tiempo de monitorización y la autonomía a través de la tasa de fallos.

5. Resultados

El método propuesto para la detección de anomalías de comportamiento detecta 56 comportamientos anómalos en los 360 días de monitorización (4 usuarios, 90 días por usuario). Todos los periodos de comportamiento anómalo detectados por el método propuesto han sido validados de acuerdo a los cuestionarios de los usuarios. Para todos los comportamientos detectados como anómalos por el método, existe diferencia entre el nivel de actividad reportado por el usuario ese día y el reportado en los días anteriores. Así, la precisión es del 100% ya que todos los comportamientos detectados se corresponden con anomalías de comportamiento reales. Estos cambios anómalos de actividad se corresponden con cambios de rutina que podrían estar relacionados con posibles enfermedades/trastornos y que darán información a los cuidadores acerca de la existencia de comportamientos críticos que puedan requerir de su intervención.

Todos los usuarios fueron monitorizados durante más del 90% de horas de luz con un tiempo medio de monitorización del 63,16% del día completo (0,09) y un 95,04% de las horas de luz (0,08). Analizando los valores obtenidos, puede verse como la mayor parte del tiempo de no monitorización es debido a las horas de sueño que suponen un porcentaje de alrededor del 40% del día completo (9 horas; 37,5%).

Respecto a los fallos detectados, un 10% de los días de monitorización no pudieron ser registrados debido a fallos relacionados con el fin de pila (cambio de pila) y con el fin de

la memoria del dispositivo (ausencia de sincronización). La necesidad de realizar un cambio de batería en el dispositivo y su limitada memoria ocasionaron respectivamente la pérdida de un 3,25% y un 6,75% de los datos. Estos fallos hacen que la autonomía del sistema se vea afectada y están principalmente relacionados con las características particulares de los elementos hardware seleccionados (tiempo de vida y capacidad de memoria del dispositivo vestible).

6. Discusión

A nivel técnico se ha demostrado cómo el sistema propuesto permite la detección de comportamientos anómalos con una alta tasa de precisión (100%) y por tanto con una alta fiabilidad. Todos los cambios de comportamiento detectados por el método se corresponden con cambios de comportamiento reportados por los usuarios durante el periodo de monitorización. Así, el método propuesto consigue de forma inequívoca la detección de cambios de comportamiento en un usuario que se pueden considerar anómalos. El tiempo medio de monitorización obtenido en este trabajo es superior al reportado en otros como [20] o [21]. Además, ninguno de los usuarios mostraron reticencia a ser monitorizados y se ha alcanzado una tasa de monitorización superior al 90% en horas de luz y superior al 60% en la medida del día completo. Partiendo del trabajo inicial mostrado en [14], este artículo muestra el avance realizado en el trabajo haciendo especial hincapié en la arquitectura subyacente.

Las principales limitaciones detectadas en la autonomía están relacionadas con el tiempo de vida y la capacidad de memoria del dispositivo utilizado en la monitorización. En una implementación futura de los métodos propuestos debería considerarse la posibilidad de utilizar técnicas de recolección

automática de energía (*energy harvesting*). Esta tendencia está comenzando a ser utilizada en la actualidad por muchos sistemas comerciales. Su principal ventaja es que no se necesita ningún tipo de intervención del usuario para el cambio de la batería.

7. Conclusiones

El sistema de monitorización propuesto en este trabajo se basa en la combinación de un método de medida, un método de modelado y un método de detección. El objetivo de los mismos es la detección de anomalías de comportamiento que permitan llevar a cabo el seguimiento, control y detección de posibles enfermedades.

Los métodos propuestos han sido validados mediante la monitorización de 4 personas mayores durante 90 días en entorno real. Todos los cambios detectados por el método propuesto han sido validados mediante los cuestionarios de actividad cubiertos por los usuarios. El sistema propuesto funciona de forma automática y adaptativa detectando cambios de comportamiento sin interacción por parte de los usuarios y con un alto grado de fiabilidad (precisión del 100%).

La monitorización se ha llevado a cabo mediante un dispositivo vestible con apariencia de reloj que ha permitido la monitorización de los usuarios durante más del 90% del tiempo en el que se encontraban despiertos. El único inconveniente identificado en los métodos propuestos está relacionado con el tiempo de vida y la capacidad de memoria del dispositivo seleccionado para la monitorización.

Los métodos de medida, modelado y detección propuestos en este trabajo permiten detectar y controlar cambios de comportamiento. Ante los resultados obtenidos que son altamente prometedores, se planea validar el sistema con

un mayor número de usuarios y con el envío automático de alarmas ante la detección de comportamientos anómalos. Como trabajo futuro se prevé el estudio de su uso y aplicabilidad para la monitorización de trastornos concretos como demencia, Alzheimer, insomnio y/o el síndrome de fragilidad. A su vez, se prevé el diseño de un elemento de medida ad-hoc que cumpla todos los requisitos necesarios para la monitorización.

8. Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado a través del Gobierno del Principado de Asturias en el marco del "Programa Asturias" de ayudas de Centros Tecnológicos y Centros de Apoyo a la Innovación Tecnológica en el Principado de Asturias.

9. Referencias

- [1] United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division. 2013. World Population Ageing.
- [2] Organización para la Cooperación y Desarrollo Económicos. 2012. "Gasto Medio En Salud En Los Países Perteneientes a La OCDE." Retrieved January 9, 2015 (<http://www.oecd.org/centrodemexico/estadisticas/>).
- [3] Patel, SA, and RP Benzo. 2007. "Activity Monitoring and Energy Expenditure in COPD Patients: A Validation Study." COPD: Journal of Chronic Obstructive Pulmonary Disease 4(2):107-12.
- [4] Coye, Molly Joel, Ateret Haselkorn, and Steven DeMello. 2009. "Remote Patient Management: Technology-Enabled

- Innovation and Evolving Business Models for Chronic Disease Care." *Health affairs (Project Hope)* 28(1):126–35.
- [5] Darkins, A., P. Ryan, and R. Kobb. 2008. "Coordination/home Telehealth: The Systematic Implementation of Health Informatics, Home Telehealth, and Disease Management to Support the Care of Veteran Patients." *Telemedicine and e-Health* 14(10):1118–26.
- [6] Aanesen, Margrethe, Ann Therese Lotherington, and Frank Olsen. 2011. "Smarter Elder Care? A Cost-Effectiveness Analysis of Implementing Technology in Elder Care." *Health Informatics Journal* 17(3):161–72.
- [7] Brignell, Michael, Richard Wootton, and Len Gray. 2007. "The Application of Telemedicine to Geriatric Medicine." *Age and ageing* 36(4):369–74.
- [8] Steele, Robert, K. Min, and Amanda Lo. 2012. "Personal Health Record Architectures: Technology Infrastructure Implications and Dependencies." *Journal of the American Society for Information Science and Technology* 63(6):1079–91.
- [9] Courtin, Emilie, Nadia Jemai, and Elias Mossialos. 2014. "Mapping Support Policies for Informal Carers across the European Union." *Health policy* 118(1):84–94.
- [10] Ziefle, Martina, and Carsten Rucker. 2010. "Acceptance of Pervasive Healthcare Systems: A Comparison of Different Implementation Concepts." Pp. 1–6 in 4th International ICST Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare. Ieee.
- [11] Wild, K., L. Boise, J. Lundell, and A. Foucek. 2008. "Unobtrusive in-Home Monitoring of Cognitive and Physical Health: Reactions and Perceptions of Older Adults." *Journal of Applied Gerontology* 27(2):181–200.
- [12] Ludwig, Wolfram et al. 2012. "Health-Enabling Technologies for the Elderly--an Overview of Services Based on

- a Literature Review." Computer methods and programs in biomedicine 106(2):70–78.
- [13] Gokalp, Hulya, and Malcolm Clarke. 2013. "Monitoring Activities of Daily Living of the Elderly and the Potential for Its Use in Telecare and Telehealth: A Review." Telemedicine journal and e-health 19(12):910–23.
- [14] Candás, J. L. C., Peláez, V., López, G., Fernández, M. Á., Álvarez, E., & Díaz, G. (2014). An automatic data mining method to detect abnormal human behaviour using physical activity measurements. Pervasive and Mobile Computing, 15, 228-241.
- [15] Plasqui, G., a G. Bonomi, and K. R. Westerterp. 2013. "Daily Physical Activity Assessment with Accelerometers: New Insights and Validation Studies." Obesity reviews : an official journal of the International Association for the Study of Obesity 14(6):451–62.
- [16] Curone, Davide, Gian Mario Bertolotti, Andrea Cristiani, Emanuele Lindo Secco, and Giovanni Magenes. 2010. "A Real-Time and Self-Calibrating Algorithm Based on Triaxial Accelerometer Signals for the Detection of Human Posture and Activity." IEEE transactions on information technology in biomedicine 14(4):1098–1105.
- [17] Carús, J. L., Peláez, V., López, G., & Lobato, V. (2012). JIM: a novel and efficient accelerometric magnitude to measure physical activity. Studies in health technology and informatics, 177, 283-8.
- [18] Chen, Liming, and Ismail Khalil. 2011. "Activity Recognition: Approaches, Practices and Trends." Pp. 1–31 in Activity Recognition in Pervasive Intelligent Environments.
- [19] Jakkula, V., and D. J. Cook. 2008. "Anomaly Detection Using Temporal Data Mining in a Smart Home Environment." Methods of information in medicine 47(1):70–75.
- [20] Hecht, Ariel, Shuyi Ma, Janos Porszasz, and Richard Casaburi. 2009. "Methodology for Using Long-Term Accele-

rometry Monitoring to Describe Daily Activity Patterns in COPD." Copd 6(2):121–29.

- [21] Dias, André et al. 2012. "Assessing Physical Activity in the Daily Life of Cystic Fibrosis Patients." Pervasive and Mobile Computing 8(6):837–44.

SociAAL: Un entorno 3D para la simulación de soluciones AAL

Jorge J. Gómez Sanz, Pablo Campillo Sánchez y Juan Pavón¹

Resumen: Las aplicaciones de los entornos de vida asistida (conocidas por su denominación en inglés como AAL: Ambient Assisted Living) tienen como objetivo incrementar la calidad de vida de sus usuarios. Estas aplicaciones requieren la integración y configuración de una gran diversidad de dispositivos físicos y componentes software. Probar dichos sistemas constituye un reto. Esto se realiza habitualmente en costosos living labs o instalando los equipos en casa de los voluntarios, aunque no siempre se puede probar todo lo que haría falta en la forma más adecuada. Por ejemplo, no podemos probar un detector de caídas con una persona de forma sistemática sin experimentar con diversos tipos de caídas, con el riesgo que esto conlleva. Tampoco se puede hacer la experimentación sin pensar en la privacidad e integridad del voluntario para las pruebas. Como solución se propone el uso de living labs virtuales, que permiten modelar personas con avatares en un entorno 3D, y escenarios que se pueden especificar con una herramienta gráfica orientada al dominio. Esta herramienta, SociAAL, se ha desarrollado para reducir costes en el desarrollo de sistemas de Inteligencia Ambiental para gente con Parkinson.

¹ Universidad Complutense de Madrid. C.e: jjgomez@ucm.es, pabcampi@ucm.es y jpavon@ucm.es.

Abstract: *Ambient Assisted Living (AAL) applications involve the integration of a diversity of physical devices and software components, with rich configurations. An important activity during the development of these applications is their testing. This is usually made in living labs. The cost of this approach is high, there are some scenarios that are hard to test (for instance, a fire or falls), and it is difficult to perform test scenarios in a systematic way. A way to cope with those issues is by using virtual living labs, which can be integrated in the development process life cycle and tools. The presentation will show the use of a virtual living lab, where people are modelled with avatars in a 3D environment, and scenarios are specified with a domain-oriented graphical tool. This is illustrated with examples of how to test an android application to detect falls and how to adapt a home for a person with Parkinson's disease to gain more autonomy.*

1. Introducción

El envejecimiento de la población europea, incluyendo la española, ha supuesto la promoción de programas de investigación y desarrollo que permitan mejorar la autonomía y calidad de vida de las personas mayores, tal como se refleja en los Retos de la Sociedad del programa nacional y del programa Horizonte 2020 [9]. Una línea relevante de trabajo es la que trata el desarrollo de sistemas AAL (*Ambient Assisted Living*), que permiten integrar las nuevas tecnologías de la información y las comunicaciones en los entornos de vida cotidianos de la forma más natural posible y con el objetivo de mejorar las condiciones de vida de sus usuarios.

A pesar de disponerse cada día de hardware y software más avanzado, el desarrollo de sistemas AAL se ha encontrado con dificultades para proporcionar soluciones eficaces y

bien aceptadas por los usuarios finales. Una parte importante del problema reside en la necesidad de entender y adaptarse a las necesidades particulares de los usuarios finales, las personas adultas y los cuidadores, como demuestran estudios recientes [1]. En general, la forma de enfocar la producción de estos sistemas es cuestión de estudio. En sus inicios, la participación de los usuarios finales en el proceso de desarrollo se limitaba a una fase inicial de recogida y análisis de requisitos y a la fase de pruebas del producto. Esta implicación no es suficiente y se corre el riesgo de que no se hayan entendido bien los requisitos o que su implementación no se corresponda a las necesidades declaradas, que son muy variadas y cuyo alcance no se conoce hasta que se usa realmente el producto, especialmente en el caso de personas con alguna discapacidad. Sin contar con otros imponderables, como que los usuarios acaban por apagar los sistemas, por ejemplo cansados de los sistemas de alerta que producen frecuentemente falsos positivos o por considerar que son demasiado invasivos en su rutina diaria.

Una forma de mejorar las soluciones AAL es probarlas previamente en lo que se conoce como método "*living lab*" (laboratorio viviente). El método abarca desde la concepción del sistema AAL hasta su comercialización. Se caracteriza, entre otros, por involucrar al usuario final en la creación y prueba de la solución AAL. Se requiere montar la solución AAL en casas, o en algunas habitaciones de ellas, para hacerlas inteligentes. Siendo un avance, el uso de *living labs* plantea, sin embargo, algunas limitaciones importantes. En primer lugar, su coste es elevado, tanto por la instalación del equipamiento y la contratación de personal para las pruebas, como por el tiempo que requiere la ejecución de los escenarios de prueba. Hay que añadir el coste de respetar y mantener la privacidad e integridad del usuario, algo innegociable. No se puede probar cualquier cosa y tampoco se pueden tratar los datos

recogidos sin más. Además hay situaciones en las que no es práctico o recomendable el experimento en sí, por ejemplo, reproducir caídas de personas o accidentes domésticos de varias formas posibles. Por otra parte, con *living labs* la repetición de los experimentos y la configuración de los escenarios no es generalmente sencilla. Esto último es muy importante en el proceso de desarrollo porque es habitual tener que repetir de forma sistemática las pruebas.

Una alternativa al método de *living labs* es la simulación, que puede facilitar la comprensión inicial del comportamiento del sistema, y ser el primer lugar donde se conciben y ensayan las primeras versiones del sistema AAL. Otro aspecto interesante de la simulación es que su uso puede facilitar la comunicación y el entendimiento en contextos de colaboración multidisciplinar. Así lo expone [6] en el caso de la colaboración en atención sanitaria por parte del cuerpo médico y de enfermería. En este trabajo, estudiantes de enfermería y medicina participan en una simulación para resolver un caso real y comprender mejor el papel de cada uno y el de los otros colaboradores. En [2] se expone algo similar, defendiendo el valor positivo de las simulaciones en problemas de atención al paciente, que requieren la colaboración de múltiples profesionales de distinta formación y perfil.

Con esta idea se planteó el desarrollo de un *living lab virtual* [3]. Mediante una simulación realista es posible abordar los problemas mencionados anteriormente y ganar ventajas como la incorporación en el proceso de desarrollo de especialistas y cuidadores. También se consigue reducir la barrera de presupuesto al no tener que invertir en personal y dispositivos. Con esta colaboración se espera que las soluciones AAL implementadas sean útiles y aporten realmente un valor añadido, tal como se ha mencionado anteriormente.

Para asegurar que la colaboración sea efectiva, es necesario proveer simulaciones que sean comprensibles y al mismo

tiempo sean convincentes. Para ello es deseable que las simulaciones puedan tener una representación tridimensional de los escenarios, que reproduzcan las leyes de la física y permitan una interacción entre los actores de la simulación, i.e., usuarios simulados y dispositivos que conforman la solución AAL. La literatura recoge trabajo previo en este sentido. Por ejemplo, 3DSim [9] permite reproducir entornos tridimensionales integrados con elementos externos que interactúan con los objetos 3D en tiempo real. Persim 3D [8] es un simulador también tridimensional para investigación en reconocimiento de actividades que genera datos de sensores sin despliegues físicos. DAI Virtual LAB [9] es una herramienta centrada en la validación de despliegues AAL que consta de un editor para determinar el equipamiento y los servicios del hogar simulado, un lenguaje gráfico para modificar el comportamiento de los dispositivos y una interfaz de usuario que permite participar en la simulación.

Un aspecto que, sin embargo, no contemplan estas herramientas es la integración con el ciclo de desarrollo de los sistemas AAL y una descripción formal de lo que ocurre dentro de la simulación. Este es precisamente uno de los aspectos más novedosos de la herramienta que se presenta, creada dentro del proyecto SociAAL (TIN2011-28335-C02-01). A diferencia de los anteriores, se trata de un entorno basado en el enfoque de ingeniería dirigida por modelos. Actualmente permite simular personas con Parkinson y cuidadores en un hogar, que utilizan dispositivos Android interconectados, aunque se podrían integrar otro tipo de dispositivos sensores. Proporciona al investigador/desarrollador herramientas para crear aquellos comportamientos que espera que se den en el dominio que se contemple, aunque también facilita que se creen colecciones de comportamientos reutilizables. Definiendo el problema, se puede desplegar la solución AAL dentro del propio simulador y asociarle el software de control para

evaluar su rendimiento. El software de control desplegado en la solución simulada sería el mismo que operaría el sistema real. De hecho, este software desconoce que está dentro de una simulación, pues se le suministra la misma información que recibiría en el mundo real.

En la Figura 1, el simulador recrea una casa donde conviven dos personas: el paciente y el cuidador. En el caso del paciente, se indica que las actividades habituales están afectadas por la enfermedad y que cuando se dan síntomas, se deben observar ciertos efectos relacionados con el aparato motor. Los actores desempeñan las actividades descritas con un lenguaje de modelado que incluye también la posibilidad de describir el efecto de la enfermedad sobre las propias actividades.

Se asume que la solución AAL está formada por un conjunto de dispositivos que usan el sistema operativo Android. Estos dispositivos se conectan con el entorno y se les hace creer que están en el mundo real. La forma de conseguirlo es, entre otros, conectando su cámara con una cámara en el mundo simulado, alimentando los acelerómetros con los movimientos que se observan en la simulación y permitiendo actuar sobre ella, por ejemplo, generando señales sonoras. Dentro de estos dispositivos se despliega la solución de control. Esta solución será

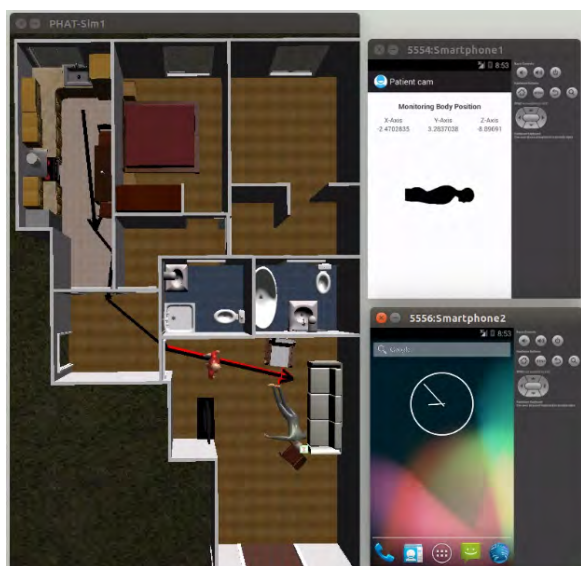


Figura 1. Entorno de simulación 3D (izquierda) y dos emuladores Android conectados al mismo, uno representando un dispositivo para detección de caídas (derecha-arriba) y otro haciendo las veces de teléfono ordinario para llamar a urgencias (derecha-abajo).

la misma que se despliegue en el sistema real. Este hecho es importante, pues reduce el coste del desarrollo al poder aprovechar todo el trabajo hecho con estas simulaciones en el sistema final.

Otro beneficio de este sistema es que permite la incorporación de expertos en otras líneas de investigación no necesariamente relacionadas con Inteligencia Ambiental o AAL. Un ejemplo claro son los investigadores en Sistemas Multi-Agente o los que trabajan en Inteligencia Artificial pura. Para ellos, montar un entorno real de experimentación o contar con los conocimientos de simular uno, es muy costoso y constituye una barrera a la hora de integrar sus conocimientos. Con estas herramientas, se reduce el esfuerzo para crear el entorno de pruebas y para valorar la efectividad de las soluciones.

El enfoque de desarrollo con SociAAL se basa en un desarrollo dirigido por modelos (*Model Driven Development* o *MDD*). En este enfoque, hay un modelo, o especificación, que captura el problema y/o la solución. Este modelo se transforma sucesivamente, mezclándose, quizá, con otros modelos, y convirtiéndose finalmente en código que forma parte del producto final. Los modelos se generan usando el lenguaje SociAALML (SociAAL Modeling Language) y su simulación con la herramienta PHAT (Physical Human Activity Tester)

Las herramientas están disponibles con licencias de código abierto (GPL), lo cual facilita tanto su validación como su posible extensión. Se pueden encontrar varios videos de simulaciones en la página web del proyecto.²

En este artículo, el entorno de simulación se presenta en la sección 2. La sección 3 presenta el lenguaje de modelado y un breve ejemplo de cómo se modela el efecto de las en-

2 Web SociAAL: <http://grasia.fdi.ucm.es/sociaal/>

fermedades en una actividad diaria. La sección 4 introduce algunos objetivos generales que se pueden perseguir con los medios dispuestos en las secciones 2 y 3. La sección 5 discute los aspectos a mejorar de esta plataforma de modelado y simulación. La sección 6 presenta las conclusiones.

2. El entorno de simulación PHAT y las simulaciones tridimensionales

En la literatura se pueden encontrar varias propuestas de entornos de simulación pero o bien son sistemas cerrados y/o no se encuentran publicados y accesibles al resto de la comunidad y/o carecen de realismo. Por ello, se desarrolló PHAT (Physical Human Activity Tester) y se publicó con licencia de código abierto (GPL).³

El entorno de desarrollo consta de un entorno de simulación PHAT que interpreta una especificación del problema así como de los elementos que componen la solución. Con PHAT, se crea el entorno tridimensional junto con el motor físico que proporciona realismo a la simulación. Se instancian los comportamientos dictados por la simulación y se lanzan las máquinas virtuales que se han dispuesto.

PHAT se programa en Java y se basa en sistemas de código abierto, como jMonkeyEngine3 (jME3)⁴ y jBullet. Android también aporta licencias que permiten trabajar con este sistema operativo con garantías. La integración de todos estos elementos se consigue con Maven,⁵ otra solución de código abierto.

3 PHAT: <https://sourceforge.net/projects/phatsim/>

4 jMoneyEngine: <http://jmonkeyengine.org>

5 Maven: <http://maven.apache.org>

Los actores se implementan con autómatas jerárquicos y están diseñados para poder ejecutar de forma repetitiva acciones cotidianas, pero sujetas a posibles interrupciones. Las interrupciones son posibles, de tal forma que los actores reanudan la tarea tras dar respuesta al incidente.

En PHAT, se asume que el sistema de Inteligencia Ambiental está compuesto de una serie de dispositivos Android cuya lógica de control es objeto de desarrollo. PHAT conecta emuladores Android con el entorno 3D, como se hace en UbikSimMobile [13], pero, a diferencia de este último, permite a los personajes interactuar con los emuladores Android. Además, la lógica de control que corre dentro de los emuladores no es “consciente” de que se encuentra inmersa en un mundo virtual. La inmersión se consigue replicando clases del SDK de Android que dan acceso a los sensores y actuadores de forma que en vez de obtener los datos de sus sensores reales los obtiene de los virtuales a través del módulo *server*. Utilizar una misma aplicación en el mundo real y en el mundo virtual sólo supone cambiar el prefijo de los paquetes de las clases replicadas. Al ser tan mínima la modificación del código, se reduce al máximo errores en que se puedan producir en dicha



Figura 2. El cuidador realiza sus tareas mientras el paciente bebe agua. La ingesta puede ser problemática en un paciente de Parkinson por la dificultad de deglución en etapas avanzadas de la enfermedad.

transición en una aplicación que ya estaba depurada en el simulador. Esta es una clara mejora frente a simuladores como 3DSim [10], Persim 3D [8] y DAI Virtual LAb [7].

En la Figura 2 se representa otro escenario donde un actor toma líquidos. En el caso de los pacientes de Parkinson, la deglución puede ser complicada según el grado de la enfermedad. Si el paciente se empieza a ahogar, el cuidador debe

interrumpir sus actividades, acudir y ayudar al paciente. Al término, debe reanudar lo que estuviera haciendo. Se valorará positivamente la efectividad de la aplicación AAL en tanto en cuanto sea capaz de detectar el problema y avisar a la persona que puede ayudar. Esta persona puede no prestar atención al aviso o no oírlo, por ejemplo, si hay una campaña de extracción de aire en marcha que distorsiona lo que se oiga. En tales casos, también se espera del entorno AAL que trate con las dificultades y se dé cuenta de cuándo sus avisos no están siendo efectivos.

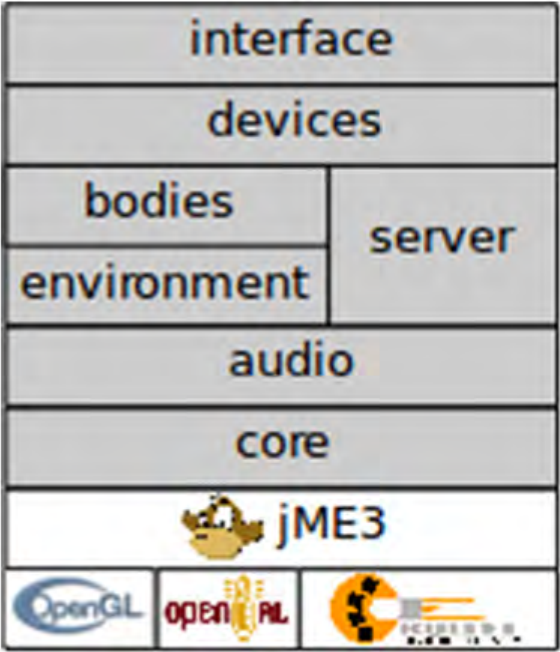


Figura 3. Arquitectura del simulador PHAT.

La propia infraestructura facilita el acceso a lo que está ocurriendo internamente mediante un buzón de eventos de acceso remoto. Esto permite validar lo que está ocurriendo en la simulación cuando esta transcurre durante horas o días [4][5]. Los eventos que se registran aluden a información de interés:

- Si están los actores de pie, andando, durmiendo o en el suelo.
- Si un actor ha ayudado a otro.
- Qué actividad está ejecutando un actor determinado.

Estos eventos se usan, entre otros, para crear un registro de hechos importantes que luego pueda ser analizado y determinar si lo que está ocurriendo era lo que debería ocurrir. Por ejemplo, si una persona está en el suelo durante más de diez minutos y el sistema no hace algo porque el cuidador venga a ayudar a la persona caída, entonces el sistema no está funcionando bien. También se puede usar para hacer una interpretación de mayor nivel y deducir cosas como si el sistema está interviniendo cuando no hace falta [5].

En la Figura 3 se muestra la arquitectura del simulador PHAT por módulos, representados por las cajas con fondo gris, y en la tecnología que se basa, representada por cajas con fondo blanco. En la capa más baja se encuentran las tecnologías básicas que soportan PHAT: jME3, OpenGL para el renderizado 3D, OpenAL para el sonido y jBullet como motor físico. Estas tecnologías están presentes también en el desarrollo de videojuegos y por ello permiten recrear mundos virtuales realistas.

El módulo *core* implementa clases e interfaces básicas y funciones comunes al resto de módulos tanto para el momento de la simulación como para su depuración.

El módulo *audio* implementa tres funcionalidades básicas: generar audio a partir de texto para que los personajes puedan hablar, un sensor de audio (micrófono) que permite redirigir el audio a distintas salidas como el emulador y la posibilidad de añadir varios micrófonos. Esto último hace posible que si un escenario requiere de varios dispositivos que hacen uso del micrófono, cada dispositivo debe recibir el sonido del mundo virtual de forma diferente dependiendo de su

posición. JME3 y el resto de motores sólo permiten obtener el sonido desde una perspectiva, la del jugador.

El módulo *environment* ofrece la posibilidad de gestionar diferentes terrenos y casas donde se desarrollará el Living Lab virtual. En este módulo también se implementa el paso del tiempo (reloj y calendario) y simula el sol.

El módulo *bodies* implementa el comportamiento y apariencia de los cuerpos de los personajes. Ofrece controladores para navegación por el entorno, animaciones predefinidas y parametrizables. Por ejemplo, hay un controlador que permite que el personaje mire objetos, o para reproducir los síntomas del paciente como el temblor de mano y de cabeza con distintas intensidades. También ofrece controladores para simular caídas haciendo uso de la física. Y visión con trazado de rayos de forma que el personaje sólo ve lo que vería en el mundo real.

El módulo *server* ofrece funcionalidades para crear servicios para que aplicaciones externas, como los emuladores, puedan acceder a los sensores de los dispositivos virtuales. Además, ofrece una interfaz para comunicarse con los emuladores Android. Esta interfaz permite instalar aplicaciones en el emulador, arrancarlas, hacer captura de pantalla del emulador o pulsar en un punto de la pantalla, entre otros.

Estas funcionalidades las aprovecha el módulo *devices* encargado de crear y configurar dispositivos virtuales. Se pueden crear dispositivos Android u otros más simples, como por ejemplo un timbre o un extractor. Además, los dispositivos se pueden asociar a partes del cuerpo de los personajes como el pecho, la espalda, las muñecas o los tobillos, permitiendo la prueba de dispositivos que se llevan encima para monitorización de la actividad del personaje. Por ejemplo, en la Figura 1 se asocia el dispositivo al pecho del paciente para detectar caídas.

El módulo *interface* da soporte a varias funciones relevantes. Por un lado, implementa el comportamiento de los personajes mediante autómatas jerárquicos finitos. Además, el comportamiento de personaje puede variar en función de los filtros que se asocian a su *DiseaseManager*. Un filtro modifica una actividad básica de acuerdo con el nivel de afección de un síntoma según el *DiseaseManager* asociado al paciente. También ofrece la clase *MainPHATSimulation* para crear una instancia de una simulación y la interfaz *PHATInitializer* que sirve para configurar aspectos de los módulos que se han presentado: el terreno, la casa, día y hora de la simulación, cuerpos a crear y su posición inicial, dispositivos a crear y su posición inicial, los personajes con sus comportamientos y cuerpos asociados. Por último, implementa una GUI con un menú con herramientas para interaccionar en tiempo real con la simulación. Permite pausar o avanzar la simulación, hacer una captura de pantalla, mostrar el rendimiento de la simulación (FPS, Frames per second). Para terminar, también hacer una introspección de los personajes, extrayendo eventos relevantes y poniéndolos a disposición de observadores externos.

3. El lenguaje de modelado de escenarios de la vida cotidiana

La definición de los escenarios y el modelado del comportamiento de las personas a través de código no es accesible y amigable para todas las personas involucradas en un desarrollo AAL. Por ello, se diseñó SociAALML (*SociAAL Modeling Language*), un lenguaje de alto nivel gráfico (ver ejemplo en Figura 4), para modelar todos estos aspectos. Este lenguaje de modelado visual persigue facilitar la comunicación entre los desarrolladores y los usuarios, usando conceptos abstractos

combinados más que primitivas de programación. SociAALML se construye usando el metaeditor INGENME.⁶ INGENME se basa en un lenguaje de meta-modelado basado en GOPRR [14] y es similar al *Ecore* del *Eclipse Modeling Framework*, que es más habitual. El motivo de usar INGENME es la facilidad para crear de forma rápida editores autocontenidos y reutilizables como artefactos maven.

Un modelo construido con SociAALML se transforma en una o varias simulaciones PHAT. La transformación es automática mediante generación de código basado en plantillas. Se consiguen así dos objetivos: (1) la generación de simulaciones es más rápida sin necesidad de programar, y (2) el modelo se puede validar de forma visual comprobando que la simulación se comporta como se pretendía en el modelo.

Para diseñar SociAALML se parte de un estudio de campo con 20 pacientes de Parkinson realizado por sociólogos del equipo investigador, además de a varios neurólogos y trabajadores sociales. El análisis consistió en extraer las situaciones más preocupantes identificando sus elementos y características más representativas. Los principales elementos que se modelan son la configuración y elementos del hogar, las personas que viven o realizan una actividad cotidiana en el hogar, y la configuración de los escenarios de simulación.

El comportamiento de las personas en la simulación se define en lo que se denominan diagramas de perfil. Cada perfil identifica facetas de la vida cotidiana de una persona. Se dispone de perfiles social (*HumanProfileSpecDiagram*) que recoge datos personales, características físicas y relación social con otras personas. El *ADLSpecDiagram* referencia a las actividades y tareas que realiza la persona a lo largo del día, como se puede ver en la Figura 4. El *InteractionDiagram*

6 INGENME: <http://ingenme.sf.net>

modela el comportamiento de la persona ante determinados eventos como que llamen al timbre o que la persona se caiga. El *ParkinsonSpecDiagram* modela cómo evolucionan los síntomas del Parkinson y las limitaciones que le provocan. Éstas se modelan con filtros en *FilterDiagram* que sirven para alterar la forma de hacer las tareas dependiendo del grado de los síntomas. Por ejemplo, si el nivel de temblor es alto y la persona va a encender la televisión esa tarea no la puede realizar y el filtro la reemplaza por la tarea de pedir ayuda.

Finalmente, la configuración de los escenarios se especifica en *SimulationDiagrams*. En este tipo de diagramas se especifica el día y hora de la simulación, las personas que intervendrán así como su posición inicial, síntomas iniciales y dispositivos que llevarán indicando la aplicación que correrá durante la simulación.

A partir de estos diagramas se genera automáticamente todo el código de la simulación del escenario utilizando técnicas de ingeniería de desarrollo basado en modelos, en concreto con la herramienta INGENME. De esta manera es fácil generar nuevos escenarios a simular.

Como ejemplo de modelado del efecto sobre la vida cotidiana de una enfermedad como el Parkinson, se presenta la Figura 4. Se trata de una secuencia de acciones asociadas a un momento del día. Las acciones consisten en ir a

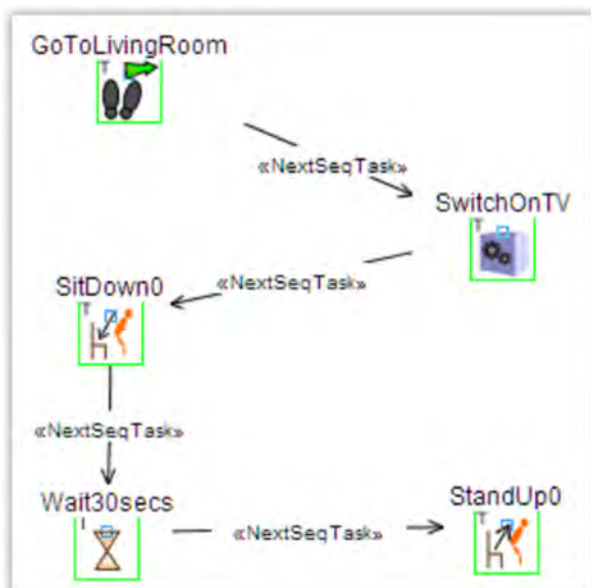


Figura 4. Ejemplo de especificación de actividades de la vida cotidiana.

la sala de estar, encender la televisión, sentarse, esperar 30 segundos y levantarse. Si no hubiera ninguna afección, eso es la secuencia que se observaría.

Para describir el hogar y sus habitaciones con muebles y objetos se dispone de 3 diagramas. El *BuildingDiagram* especifica las plantas del edificio, el *Floor-SpecDiagram* las habitaciones y su conexión y el *RoomSpecDiagram* los muebles y objetos de la habitación. La información que recogen estos elementos es necesaria para poder referenciarla posteriormente cuando se modela el comportamiento de las personas. Por ejemplo, para indicar a qué habitación se desea que vaya el personaje o en qué silla sentarse.

La Figura 5 describe un síntoma que puede afectar a la actividad cotidiana. Este síntoma se refiere a los temblores y se declara que cuando el temblor es bajo, hay que revisar el diagrama *low tremors effect on sitting* para determinar su efecto. El diagrama en cuestión se muestra en la Figura 6, donde se declara que la actividad de levantarse será reemplazada por un conjunto de actividades alternativas. Estas actividades alternativas se describen en la Figura 7. Esta figura

indica que las acciones de reemplazo incluyen una caída, el intentar levantarse, pedir ayuda y luego esperar a la asisten-

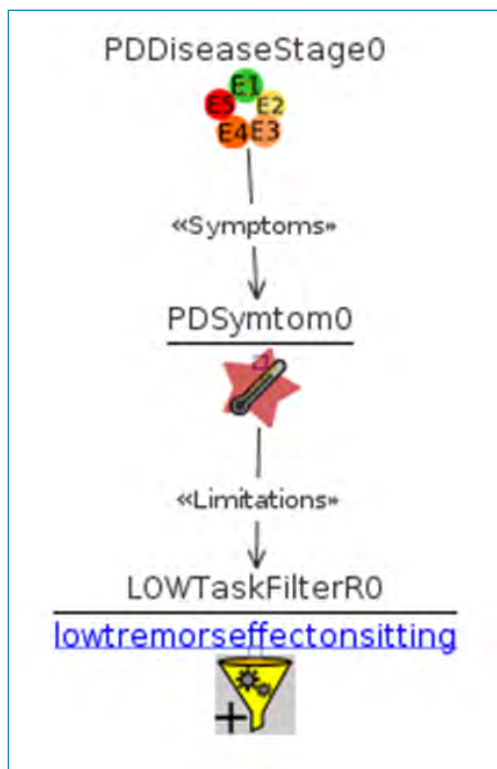


Figura 5. Asociación del gestor de enfermedades a un síntoma. El síntoma hace referencia a un grado bajo de temblores.

cia. Cuando llega el asistente, la secuencia de la Figura 4 se reanuda desde el punto en que se dejó. Lo mismo ocurre con el cuidador, que ha interrumpido sus quehaceres.

5. Filosofía de desarrollo

Con las herramientas presentadas, se sugiere una filosofía de desarrollo dirigida por modelos donde se persiguen tres objetivos:

Definir los escenarios de validación del sistema de inteligencia ambiental. Estos escenarios requieren determinar el comportamiento de los habitantes del entorno, cómo les afecta posibles enfermedades que se den en alguno de sus ocupantes y determinar qué tipo de ayuda necesitan. No todas estas tareas han de hacerse desde cero. Se puede contar con trabajo previo de modelado, librerías de comportamientos de usuarios simulados

- Definir la solución de inteligencia ambiental que mejorará las condiciones de vida de los habitantes del entorno. Esta definición implica determinar qué dispositivos se integrarán en el entorno, dónde se alojarán y cómo interactúan con el mismo. El software de control de estos dispositivos será el mismo que se instale en la solución definitiva. La integración de este sistema y los escenarios de prueba se consigue a nivel de especificación. Es la especificación la que declara qué dispositivos existirán y cómo aparecen en la simulación.
- Lanzar ejecuciones de diferentes escenarios con y sin el sistema de inteligencia ambiental diseñado. Estas ejecuciones pueden ser de varios minutos, horas o incluso días. Ya que el objetivo es dar funcionalidad similar a la de los *living labs*, se persigue reproducir

condiciones de trabajo similares. Para el caso de ejecuciones de larga duración, es conveniente determinar por adelantado qué resultados son aceptables y cuáles no, para codificar monitores que vigilen el desempeño del sistema y generen un informe final del mismo.

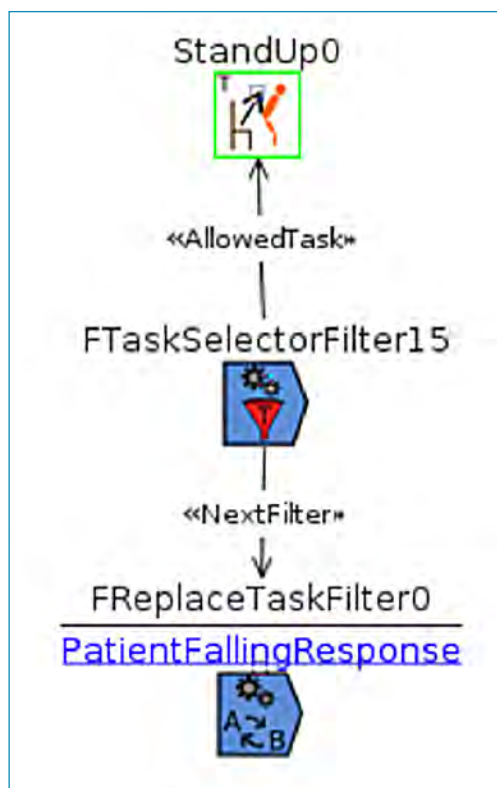


Figura 6. Los temblores afectan a la actividad de levantarse. En este caso, se reemplaza la actividad con una secuencia alternativa.

El conseguir estos objetivos implica actividades de captura de requisitos, diseño, implementación y despliegue que son propias de una ingeniería de sistemas. Las herramientas desarrolladas asisten en las labores de definición del problema, de la solución y su validación. Aunque el proyecto propone también actividades específicas, en este artículo se quiere mostrar la versatilidad de las herramientas y sugerir objetivos generales que se pueden integrar luego en metodologías ya existentes.

En general, un desarrollador generará especificaciones de situaciones a enfrentar junto con el comportamiento esperado de los usuarios. También de los dispositivos que formarán parte del sistema. Usando las herramientas de PHAT, generará simulaciones que conectarán con emuladores

Android donde se irá desarrollando el control de la solución de Inteligencia Ambiental. Si esta solución no requiere interacción mecánica con el entorno, el trabajo consistirá en

influir en los actores virtuales como si fueran los usuarios reales y conseguir que los escenarios se ejecuten de forma satisfactoria. La definición de ejecución satisfactoria tendrá que ser discutida de antemano. Si se formula en término de los eventos que se producen, el procesamiento de los mismos determinará el grado de satisfacción de la ejecución actual.

Si la solución requiere interacción mecánica no recogida por la infraestructura, hará falta definirla programáticamente, lo que aumentará el esfuerzo de desarrollo.

6. Discusión

La idea de combinar simulaciones del entorno 3D con emulaciones de los dispositivos abre nuevas oportunidades a la investigación de fórmulas para incrementar de forma efectiva la calidad de vida de todo tipo de personas. Facilita también la colaboración multidisciplinar entre especialistas permitiendo que cada uno aporte su punto de vista a la simulación. Este tipo de simuladores abre también la puerta a la estandarización. Crear entornos que validen la interoperabilidad es posible si se traslada todos los medios físicos existentes al entorno de simulación.

Sin embargo, se trata de un proyecto incipiente al que todavía le queda cami-

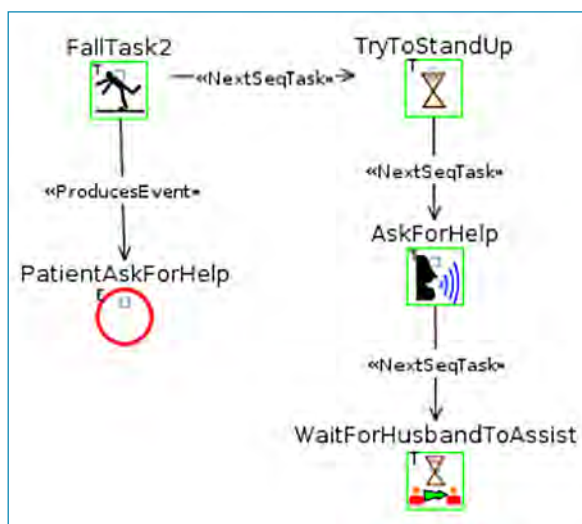


Figura 7. La secuencia alternativa por la que se reemplaza la actividad de levantarse. Consiste en caerse, intentar ponerse de pie, pedir ayuda y esperar a que venga el cuidador para ayudar.

no por recorrer. Hasta ahora se ha centrado en la problemática del Parkinson, que afecta principalmente al aparato locomotor. Problemas de desplazamiento, temblores y/o falta de equilibrio pueden ser trasladados a la simulación de forma eficaz hasta cierto punto. Es un reto en el momento actual trasladar el sentido del equilibrio del paciente. No es reproducible si no se acompaña de un control completo del aparato locomotor. En la versión actual del sistema, es la simulación la que dicta si una persona se cae o no. Esto sucede con la ayuda del motor físico que identifica las colisiones y sus efectos. Ocurre lo mismo cuando una persona agarra un objeto de cierto peso que hace que pierda el equilibrio. Reproducir de forma más fidedigna la anatomía del paciente y el control de la misma es necesario para lograr simulaciones más convincentes [11]. Esto es posible con la tecnología moderna, si bien sigue siendo costoso computacionalmente hablando.

Problemas que afecten a las capacidades cognitivas de los pacientes son más complicados de reflejar. Hay que valorar el interés de incorporar un modelo cognitivo dentro del propio actor simulado que pueda ser afectado de diferentes formas de manera coherente. En su versión actual, el comportamiento de los actores que participan en la simulación se representa con autómatas jerárquicos. Dentro de los mismos se encadenan acciones primitivas en una secuencia definida por el diseñador. Es posible simular en estas acciones primitivas cómo afectan determinados síntomas propios de afecciones cognitivas, como olvidar que se debe coger un objeto o dejar a medio terminar una secuencia de acciones porque se olvida lo que se estaba haciendo. Está por determinar si esto es equivalente o suficientemente parecido a tener un modelo cognitivo como un *Believes Desires Intentions* (BDI) [12] que represente los objetivos que persigue el usuario, los planes que ejecuta para alcanzarlos, y cómo estos planes y objetivos se ven afectados por las percepciones del actor.

Otro reto es la medida en que se pueden definir e integrar fácilmente elementos que no sean representables mediante un emulador de Android. También la interacción mecánica con el entorno. Hasta ahora, se han diseñado principalmente elementos de impacto moderado, como un televisor inteligente, wearables y elementos de computación ubicua en general. Tener formas eficaces de definir actuadores mecánicos sobre el entorno sería un gran paso adelante hacia una simulación más realista. Ahora mismo, esto es viable, pero requiere esfuerzo y programación adicional.

7. Conclusiones

En este trabajo se han presentado las dos características principales para el trabajo con virtual *living labs* del proyecto SociAAL: el simulador y el lenguaje de modelado. Con ellos se pretende facilitar la prueba e implantación de soluciones AAL más adaptadas a las necesidades específicas de cada usuario.

Como continuación de este trabajo se está iniciando un proyecto que permitirá su utilización en un entorno web colaborativo, de manera que se facilite la cooperación de los especialistas, cuidadores, y usuarios finales con los desarrolladores de las aplicaciones. Para ello se revisarán los tipos de diagramas que se están empleando de manera que sean más accesibles y comprensibles para cada tipo de participante. Asimismo, se plantea la posibilidad de etiquetar con comentarios las simulaciones, de la misma manera que se puede incluir comentarios en un documento de texto. Con estos elementos se pretende lograr una mayor implicación de distintos puntos de vista durante el proceso de diseño y configuración de este tipo de aplicaciones para que sean realmente útiles para los usuarios finales, reduciendo también el coste de su implantación.

8. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el proyecto "Social Ambient Assisting Living (SociAAL)", del Ministerio de Ciencia e Innovación, con ref. TIN2011-28335-C02-01, y por el Programa de Creación y Consolidación de Grupos de Investigación UCM-Banco Santander (GR3/14) para el grupo UCM-GRASIA (921354).

9. Referencias

- [1] Arroyo, M. Finkel, L., Gómez-Sanz, J. J. "Requirements for an Intelligent Ambient Assisted Living Application for Parkinson Patients". PAAMS (Workshops) 2013: 441-452.
- [2] Baker C, Pulling C, McGraw R, Dagnone J, Hopkins-Rosssel D, Medves J. "Simulation in interprofessional education for patient-centred collaborative care". Journal Of Advanced Nursing [serial online]. November 15, 2008;64(4): 372-379.
- [3] Campillo-Sanchez, P., Gómez-Sanz, J. J. "Agent Based Simulation for Creating Ambient Assisted Living Solutions". PAAMS 2014: 319-322.
- [4] Campillo-Sanchez, P., Gómez-Sanz, J. J. "A Framework for Developing Multi-Agent Systems in Ambient Intelligence Scenarios". AAMAS 2015. In press.
- [5] Gómez-Sanz, J. J., Campillo-Sanchez, P. "Achieving Parkinson's Disease Patient Autonomy through Regulative Norms". PAAMS 2015. In press.
- [6] Dillon P., Noble K., Kaplan W. "Simulation as a means to foster collaborative interdisciplinary education". Nursing Education Perspectives [serial online]. Available from: CINAHL with Full Text, Ipswich, MA. March 2009; 30(2): 87-90.

- [7] Fernández-Pastor, F. et al. "DAI virtual lab: a virtual laboratory for testing ambient intelligence digital services". V Congreso Internacional de Diseo, Redes de Investigación y Tecnología para todos, DRT4ALL, 2013, 163–169.
- [8] Helal, A. Cho, et al. "3D Modeling and Simulation of Human Activities in Smart Spaces". 9th International Conference on Ubiquitous Intelligence Computing and 9th International Conference on Autonomic Trusted Computing (UIC/ATC), 2012, 112–119.
- [9] Horizon 2020. Health, Demographic Change and Wellbeing.
- [10] Nazari Shirehjini, A. A., Klar, F. "3DSim: Rapid prototyping ambient intelligence", sOc-EUSAI '05, ACM, New York, NY, USA, 2005, 303–307.
- [11] Oore, S., Terzopoulos, D., & Hinton, G. (2002, September). "Local physical models for interactive character animation". In *Computer Graphics Forum*. Blackwell Publishing, Inc. Vol. 21, No. 3, pp. 337-346.
- [12] Rao, A. S., & Georgeff, M. P. (1991). "Modeling rational agents within a BDI-architecture". *KR*, 91, 473-484.
- [13] Pablo Campillo-Sanchez, Juan A. Botía: "Simulation Based Software Development for Smart Phones". ISAmI 2012, 243-25
- [14] Kern, Heiko. "The interchange of (meta) models between metaedit+ and eclipse emf using m3-level-based bridges." 8th OOPSLA Workshop on Domain-Specific Modeling at OOPSLA. Vol. 2008. 2008.



WORKSHOP

Guiado y Ayuda a la movilidad

Integración de soluciones TIC para la movilidad y el aparcamiento: el proyecto SIMON

Alberto Ferreras,¹ José Solaz,¹ Eva María Muñoz y Manuel Serrano²

Resumen: *La movilidad en zonas urbanas plantea importantes retos, los cuales incluyen aspectos como acceso igualitario al transporte, facilidad de desplazamiento y ausencia de barreras en los destinos, incluyendo la posibilidad de aparcar. La mayoría de ciudades europeas sufren numerosos problemas en estos aspectos, entre los que se encuentran la falta de información y servicios específicos y el fraude en los servicios existentes. El proyecto SIMON pretende dar respuesta a estos retos ofreciendo una completa integración de soluciones tecnológicas que permitan el acceso a la información, la navegación y la gestión de los derechos de acceso. Estas soluciones están siendo puestas a prueba en tres grandes pilotos en Madrid, Lisboa y Parma.*

Abstract: *The challenges posed by accessibility in modern society are particularly salient in urban areas. These include the possibility of traveling safely and efficiently on public or private transport, on equal terms with all other citizens. In this regard, in the majority of cities in the European Union suffer from a series of problems related to access to transport and mobility which constitute a problem for many people with disabilities, and which act as a barrier to*

1 Instituto de Biomecánica de Valencia. C.e.: ibv@ibv.upv.es.

2 ETRA I+D.

their social integration. SIMON project proposes a complete set of ICT solutions to overcome these barriers and facilitate parking and mobility in urban areas.

1. Introducción y estado del arte

La accesibilidad y la movilidad son uno de los principales retos existentes en el diseño y ordenación de los núcleos urbanos. Estos retos incluyen realidades tan relevantes como son el urbanismo, el diseño arquitectónico, la configuración de los transportes públicos, la comunicación e información y otros servicios que se prestan a los ciudadanos. Aunque en las últimas décadas se ha avanzado de manera notable, todavía existen numerosos obstáculos que impiden o dificultan que las personas con discapacidad puedan moverse y usar los servicios en condiciones de igualdad. Estos problemas se estima que afectan a unos 80 millones de personas en la Unión Europea y suponen una brecha para la correcta integración social de todos los ciudadanos [1]. Algunos ejemplos de estos problemas son los siguientes [2,3,4,5]:

- **Falta de información y de recursos** sobre las opciones y posibilidades para desplazarse, tanto en transporte público (rutas, medios accesibles, planificación accesible del desplazamiento, información en tiempo real,...) como privado (rutas, ubicación y disponibilidad de plazas de aparcamiento, acceso a áreas restringidas,...). Algunos de estos servicios están disponibles: por ejemplo, a través de google maps o de aplicaciones específicas como "Accesibility Famma" [6], MadridNavigator [7], DisabledPark [8], Parkingmobility [9], etc. Estas soluciones son, sin embargo, parciales o desa-

rolladas específicamente para un municipio o región concreta, por lo que son difícilmente escalables. No se dispone, por tanto, de una solución integrada que ofrezca estos servicios de forma unificada y que pueda ser utilizada por cualquier ciudad de manera sencilla.

- **Disponibilidad limitada** de las plazas reservadas de aparcamiento, y en muchas ocasiones uso no autorizado de dichas plazas.
- Situaciones de **fraude** en el uso de la Tarjeta Europea de Estacionamiento (falsificación, uso por personas no autorizadas, etc.). Las situaciones de fraude y uso incorrecto de la tarjeta de aparcamiento son problemas muy relevantes en la agenda de la mayoría de las grandes ciudades europeas, suponiendo tanto un coste económico elevado como la limitación del acceso a los usuarios que realmente necesitan hacer uso de ella [10, 11, 12].
- **Falta de incorporación de las soluciones tecnológicas existentes** en la prestación de servicios que faciliten el transporte y la movilidad y que estén adaptadas a las características y necesidades de los usuarios. La aplicación de soluciones TIC (como NFC o WiFi) han sido probadas en diferentes ámbitos de la movilidad (por ejemplo los proyectos Gambas [13] o “Valladolid-Palencia, Smart Cities” [14]) aunque es necesario incorporar sistemáticamente prestaciones relacionadas con la accesibilidad y adaptarlas a las características de los usuarios (proyectos como ASK-IT [15] han recopilado información sobre las necesidades de movilidad en función de la limitación funcional).

El proyecto SIMON pretende dar respuesta a estos problemas. SIMON es un proyecto europeo de carácter demostrativo, comenzado en enero de 2014, con tres pilotos a gran escala en Madrid, Lisboa y Parma. SIMON tiene como objetivo

promover la vida independiente y la participación social de las personas con movilidad reducida en el contexto del transporte urbano multimodal y el acceso al estacionamiento público. Para ello integrará diferentes soluciones TIC que permitan el acceso a la información, la navegación y la gestión de los derechos de acceso.

El proyecto, que tiene una duración de tres años, está integrado por un consorcio coordinado por la empresa española ETRA I+D y otros socios de Italia, Portugal, Alemania y España (incluyendo el Ayuntamiento de Madrid, el Consorcio de Transportes de Madrid y el Instituto de Biomecánica de Valencia). El proyecto está financiado por la Comisión Europea dentro del Programa Marco de Innovación y Competitividad / Competitiveness and Innovation Framework Programme (CIP).

2. Planteamiento

El proyecto SIMON aborda dos retos principales:

- La **reducción del fraude** en el uso de la Tarjeta Europea de Estacionamiento para personas con discapacidad en áreas de estacionamiento público: SIMON demostrará el uso de dicha tarjeta mejorada mediante TIC (Tecnologías de la Información y las Comunicaciones), proponiendo una gestión de derechos de acceso de un modo tanto físico —p.e. tarjetas inteligentes— como virtual —p.e. mediante dispositivos móviles.
- La **mejora de la accesibilidad y la movilidad urbana**. SIMON está planteando soluciones específicas de navegación multimodal para personas con movilidad reducida. Como punto de partida para el sistema de navegación urbano se están empleando silos de open data y otras herramientas ya existentes, que serán

completados y explotados con información específica para abordar las necesidades de personas de movilidad reducida: rutas accesibles, información específica, incidencias, acceso a zonas restringidas, recursos de accesibilidad disponibles, etc.

Para ambos retos será necesaria una extensa integración de múltiples bases de datos con información personal sensible. De esta manera un desafío adicional que el proyecto tiene que asumir es la adopción de una metodología robusta para la preservación de datos privados y la correcta autenticación de los usuarios.

SIMON se dirige principalmente a **ciudadanos con movilidad reducida** (personas mayores y con discapacidad), las cuales requieren información específica y la gestión efectiva de sus derechos de acceso al transporte y al aparcamiento. El sistema SIMON se está diseñando para permitir a estos usuarios la planificación unificada de los viajes tanto con transporte público como privado, incluyendo servicios de acceso y validación. Una **Tarjeta Europea común** se va a usar como elemento principal de validación, en combinación con el uso de teléfonos móviles inteligentes, tanto para las prestaciones de navegación e información como para la gestión de la validación. Estos sistemas, en combinación con otros elementos como los parquímetros, se usarán de manera flexible, de forma que sean accesibles a usuarios con diferentes requisitos y disponibilidad tecnológica.

Además de los ciudadanos con movilidad reducida, SIMON también se dirige a las **autoridades públicas, operadores de transporte público y gestores de servicios de aparcamiento**. SIMON les permitirá gestionar el uso del espacio público de aparcamiento, recibiendo información en tiempo real sobre el uso de las plazas reservadas, reduciendo de esta manera el fraude y permitiendo el establecimiento de polí-

ticas de inclusión para promover el uso sostenible de todos los modos de transporte. La optimización de la gestión de los espacios y sistemas de transporte redundará en una mayor satisfacción de los usuarios de los servicios y permitirá optimizar los recursos existentes al tiempo que pueden ofrecerse nuevas prestaciones.

3. Soluciones propuestas

SIMON se está desarrollando sobre la base de una aplicación móvil y un nuevo modelo de tarjeta de estacionamiento para apoyar a las personas con discapacidad en el uso de medios de transporte tanto públicos como privados. En este ámbito SIMON está desplegando *cuatro servicios*:

- Gestión de los derechos de acceso a las áreas de estacionamiento y al transporte público: la plataforma SIMON SAYS.
- Asistencia a la navegación y la movilidad: la plataforma SIMON ANSWERS.
- Reserva de las plazas de aparcamiento e información sobre el estado de las zonas de aparcamiento: la plataforma SIMON BOOKS.
- Gestión del acceso a las zonas urbanas restringidas para las personas con movilidad reducida: la plataforma SIMON OPENS.

Estos servicios se están implementando en tres *aplicaciones*:

- Una **aplicación móvil para los ciudadanos**: SIMON LEADS. Mediante esta aplicación, los usuarios pueden planificar rutas en transporte público y privado, reci-

bir información sobre accesibilidad y plazas de aparcamiento disponibles, acceder a zonas restringidas y validarse en áreas de aparcamiento (*Figura 1*).

- Una **aplicación móvil para los controladores de aparcamiento**: SIMON CONTROLS. Esta aplicación facilitará a los controladores la comprobación de la validez de las tarjetas de aparcamiento de los coches estacionados, optimizando las rutas y actuando como obstáculo a las situaciones de fraude (*Figura 2*).



Figura 1. Captura de pantalla del prototipo de la aplicación SIMON LEADS (usuarios).

- Una **aplicación de gestión y respaldo** para las autoridades públicas y operadores de transporte y aparcamiento: SIMON BACKOFFICE.



Figura 2. Capturas de pantalla de la aplicación SIMON CONTROLS (controladores). Puede apreciarse además una imagen de uso con las tarjetas de estacionamiento con RFID.

Los dispositivos usados por estas aplicaciones se basan en diferentes tecnologías que permiten un alto nivel de eficiencia y seguridad:

- Tarjetas inteligentes RFID.
- Teléfonos inteligentes con NFC, que pueden emular el funcionamiento de una tarjeta inteligente.
- Parquímetros inteligentes, que pueden servir como interfaz de las anteriores y complementarlas.

SIMON se está construyendo sobre la infraestructura existente en las ciudades, incluyendo pasarelas de pago electrónico, centros de control de transporte público, sistemas de transporte inteligentes y tarjetas inteligentes. Por lo que se refiere al software, se están usando servidores web para

obtener y tratar la información en tiempo real. SIMON será accesible tanto de manera estática (web) como móvil (teléfonos). En lo que se refiere a los dispositivos, se distribuirán nuevas tarjetas de aparcamiento, lo cual requerirá en algunas ciudades la adaptación de los parquímetros existentes.

4. Tareas realizadas, en curso y futuras

El proyecto se está desarrollando en diferentes etapas, las cuales comenzaron con una **fase de preparación** para definir los requisitos del sistema, las necesidades de los usuarios y la arquitectura de los diferentes componentes. Tras la integración y prueba inicial de los diferentes componentes, se está llevando a cabo una **fase de demostración a gran escala** que permitirá el despliegue de SIMON en condiciones reales en las tres ciudades piloto: Madrid, Lisboa y Parma. Al final del proyecto se implementará una hoja de ruta para el despliegue de los resultados, que incluirá transferibilidad, escalabilidad y recomendaciones de estandarización.

Durante todas estas fases, las actividades de diseño e integración se están combinando con la participación directa de los grupos implicados e interesados.

Durante los primeros 18 meses del proyecto se han realizado diferentes actividades dirigidas a definir las características del sistema, realizar actividades de desarrollo e integración y preparar la fase piloto que se llevará a cabo durante el segundo semestre de 2015 y todo 2016. Las actividades principales realizadas han sido las siguientes:

- Revisión de la situación existente en los diferentes sitios piloto. Se desarrolló un completo cuestionario dirigido a las ciudades, con el fin de caracterizarlas para el proyecto en cuanto a: tecnología y recursos dispo-

nibles, servicios prestados a los usuarios con discapacidad, normativa, restricciones, necesidades y demandas.

- Definición de las características de los usuarios finales del sistema (personas con movilidad reducida), en cuanto a su capacidad funcional y requisitos de accesibilidad y usabilidad.
- Elaboración de los requisitos del sistema. Se elaboraron en primer lugar los requisitos generales del sistema, en lo referente a funcionalidad, usabilidad y accesibilidad. Después de una revisión con los miembros del consorcio, se elaboraron los requisitos específicos para el sistema global, aplicación móvil, aplicación web, parquímetros y tarjetas inteligentes.
- Desarrollo de los diferentes casos de uso y escenarios. Los casos de uso permiten caracterizar todas las posibles actividades que pueden realizarse con el sistema y las relaciones entre ellas. Su utilidad es clara tanto para el diseño del sistema como para la preparación de las pruebas piloto. Después de un desarrollo inicial, los casos de uso se contrastaron con los técnicos encargados del desarrollo y, posteriormente, se realizaron grupos de discusión con usuarios con discapacidad para validar el flujo propuesto y seleccionar aquellas situaciones que son prioritarias.
- Integración y adaptación de las tecnologías y aplicaciones existentes que forman los distintos componentes del sistema. Para ello se han preparado las especificaciones de los diversos servicios a desplegar utilizando tanto los requisitos del sistema, los casos de uso y la aplicación de técnicas de diseño conceptual. Los esquemas de las diferentes aplicaciones han sido revisadas posteriormente por los técnicos del consorcio y por los miembros de del grupo de usuarios.

- Lanzamiento del prototipo inicial con el fin de probarlo en condiciones de uso controladas. Mediante un piloto a pequeña escala ha sido posible probar que el funcionamiento de todas los componentes es robusto y estable, con el fin de asegurar una implementación óptima en las pruebas piloto a gran escala.
- Preparación y lanzamiento de las pruebas piloto a gran escala. Para ello se han realizado acciones tanto técnicas (coordinación con las ciudades, adaptación de los sistemas tecnológicos existentes, preparación de las herramientas de recogida de información), como humanas (reclutamiento de usuarios, formación, talleres con asociaciones, etc.).

Actualmente se está llevando a cabo el despliegue de los servicios SIMON de manera progresiva en la tres ciudades piloto: Madrid, Lisboa y Parma. El planteamiento incluye realizar pruebas de las distintas funcionalidades presentes en el sistema (navegación, información, validación, control,...) de manera separada y escalada para llegar a una implementación global en condiciones de uso reales. Está previsto que, a lo largo del piloto, participen aproximadamente 5.000 usuarios.

En paralelo a las pruebas piloto y, como parte de los objetivos finales del proyecto, se está elaborando una hoja de ruta para la explotación y el despliegue de los resultados , que incluirá transferibilidad, escalabilidad y recomendaciones de estandarización.

5. Conclusiones

El Proyecto SIMON tiene como objetivo mejorar la movilidad y el aparcamiento de los ciudadanos con discapacidad por medio de mejores sistemas de identificación y la integración

de las diferentes soluciones TIC para la información, la navegación y la accesibilidad.

Durante la primera etapa del proyecto, el sistema ha sido definido y el primer prototipo ha sido probado en condiciones restringidas. Los próximos pasos incluyen la ejecución de tres proyectos piloto a gran escala en Madrid, Lisboa y Parma (con 5.000 usuarios involucrados), donde los diferentes servicios de las TIC, así como a toda la actuación del sistema serán evaluados y validados.

El fin principal es conseguir que este tipo de soluciones se instauren como estándar en la Unión Europea (por ejemplo, mediante la implementación de una tarjeta de aparcamiento única que incluya las tecnologías desarrolladas), de manera que todos los ciudadanos puedan disfrutar de sus ventajas independientemente de dónde vivan y adonde se desplacen.

Más información sobre las actividades del proyecto se puede encontrar en la página web: <http://simon-project.eu>

6. Referencias

- [1] European Disability Strategy 2010-2020. European Commission. <http://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/HTML/?uri=CELEX:52010DC0636&from=EN>
- [2] Observatorio de la Accesibilidad Universal en los Municipios de España 2011. Fundación ONCE.
- [3] Accesibilidad en los espacios públicos Urbanizados. Ministerio de la Vivienda 2010.
- [4] Kerley, R. (2007) Controlling urban car parking – an exemplar for public management?. International Journal of Public Sector Management 2007 20:6 , 519-530
- [5] European Parking Association. Scope of Parking in Europe. 2013
- [6] <http://www.famma.org/accesibilidad>

- [7] <http://blog.emtmadrid.es/2015/01/21/colaboramos-con-gambas-en-el-desarrollo-de-madrid-navigator/>
- [8] <http://www.disabledpark.com/>
- [9] <https://www.parkingmobility.com/>
- [10] Councils, L., & Austin, L. (2012). Tackling Blue Badge Fraud-a good practice guide.
- [11] Lidror, O. (2010). Disabling Fraud. Intertraffic World, (178-9).
- [12] Peach, D. (1999). Permit Fraud. Parking News, (173).
- [13] <http://www.gambas-ict.eu/>
- [14] <http://62.82.48.110:8080/opencms/opencms/SMCT/>
- [15] Pastor Sanz, L., Hoz Sánchez, D. D. L., Sastre González, J., Villalar González, J. L., Ventoso, L., & Chamorro Mata, J. (2008). Assessing the value of the information provision for enhancing the autonomy of mobility impaired users. Madrid pilot Site Study.

Human navigation assistance with a RGB-D sensor

J.J. Guerrero, A. Pérez-Yus, D. Gutiérrez-Gómez, A. Rituerto and G. López-Nicolás¹

Abstract: *This paper focuses on the creation of a human navigation assistance prototype. The system uses a conventional RGB-D camera and a laptop to analyze the environment surrounding the user and provides him with enough information for a safe navigation. The system is designed to work indoors and performs two main tasks: floor and obstacle detection and staircase detection. Both tasks make use of the range and visual information captured by the sensor. The camera points downwards, allowing to acquire relevant navigation information without invading the privacy of other people. The system has been tested in real environments showing good results in the detection of obstacles and staircase.*

Resumen: *Este trabajo se centra en el diseño de un prototipo de asistencia a la navegación para personas. El sistema se basa en un sensor RGB-D portable conectado a un PC para analizar el entorno alrededor del usuario y facilitarle información para la navegación en este entorno. El sistema está diseñado para trabajar en interiores y realiza dos tareas principales: detección del suelo y obstáculos cercanos y detección de segmentos de escalera. Ambas tareas utilizan la información, tanto de profundidad como visual capturada*

¹ Universidad de Zaragoza, Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A). C.e: josechu.guerrero@unizar.es, alopez@unizar.es, danielgg@unizar.es, arituerto@unizar.es, gonlopez@unizar.es.

por el sensor. La cámara está dispuesta mirando hacia abajo para capturar información relevante para la navegación sin interferir en la privacidad de otras personas. El prototipo ha sido probado en entornos reales mostrando buenos resultados en la detección de obstáculos y escaleras.

1. Introduction

The ability of navigating effectively in the environment is natural for people, but not easy to complete under certain circumstances, such as the case of visually impaired people or when moving at unknown and intricate environments. Wearable intelligent systems are great platforms for navigation assistance. Those systems can be very useful for improving or complementing the human abilities in order to better interact with the environment. In this context, project VINEA (Wearable computer VIsion for human Navigation and Enhanced Assistance) aims for the consecution of a personal assistance system based on visual information. This system will help people to navigate in unknown environments and it will complement the human abilities. Possible users of this system will range from visually impaired people to users performing specific tasks that complicate the visibility or accessing to poor visibility environments.

A personal guidance system must keep the subject away from hazards, but it should also point out specific features of the environment the user might want to interact with. In this paper, we present a system that benefits of the use of new and affordable RGB-D cameras to assist the user navigation. Two navigation problems are faced and solved: floor and obstacle detection and staircase detection.

The system uses chest mounted RGB-D camera. The camera points to the floor, capturing the traversable area in front of the user. This configuration allows to capture information important for the navigation (e.g. floor plane, close objects and obstacles) while sensitive information and privacy of other people is out of the field of view of the sensor.

RGB-D sensors provide range and color information. Range information is used to detect and classify the main structural elements of the scene. Due to the limitations of the range sensor, the color information is jointly used with the range information to extend the floor segmentation to the entire scene. In particular, we use range information for closer distances and color information is used for larger distances. This is a key issue not only to detect near obstacles but also to allow high level planning of the navigational task thanks to the longer-range segmentation our method provides. Once we have detected the floor of the scene, we solve the detection and modeling of one common obstacle that a person can come across while moving around: the stairs. Finding stairs along the path has the double benefit of preventing falls and advertising the possibility of reaching another floor in the building. Additionally, we have developed a user interface that sends navigation commands via sound map information and voice commands.

The proposed system has been tested with a user wearing the prototype on a wide variety of scenarios and datasets. The experimental results show that the system is robust and works correctly in challenging indoor environments.

This work is a step forward towards the creation of a human navigation assistance tool. The technical details and evaluations of the detection approaches used here have been individually presented in papers [1] and [2].

2. Related Work

Many different navigation assistance systems for visually impaired have been proposed in the literature [3]. In general, they do not use visual information and they need complex hardware systems, such as wireless communication technology, or ultrasonic and GPS sensors [4]. Other approaches propose the use of colored navigation lines set on the floor and RFID technology to create map information, [5]. Or the creation of a previous floor map of a building to define a semantic plan for a wearable navigation system by means of augmented reality, [6].

Vision sensors play a key role in perception systems because of their low cost and versatility. The work in [7] presents a system for indoor human localization based on global features that does not need 3D reconstruction. A disadvantage of monocular systems is that global scale is not observable from a single image. A way to overcome this problem is using stereo vision such as in [8].

In recent years, RGB-D cameras have gained importance on the fields of computer vision and robotics thanks to their low price and the combination of range and color sensors. They capture color and depth information of the scene simultaneously. The depth information can help to perceive the shape of the scene and it is independent of textures and lightning conditions, however, it is usually limited to about 5 meters. Color information complements this limit, and can include surface details not present in the range data. This is the only sensor used in this work, which benefits from both the range and visual information to obtain a robust and efficient system.

These kind of sensors has been used to find and identify objects in the scene [9, 10]. One step ahead is to integrate range systems in the navigation task. Some examples are [11],

where a Kinect sensor is used, [12] where range information is used to distinguish solid obstacles from wild terrain, or [13], where FAST corner detector and depth information for path planning tasks are used. RGB-D cameras can be also used to estimate the motion and the 3D structure of the scene [14]

Regarding the problems faced in our approach, we see how computer vision has been used before for floor and path-segmentation. The work in [15] presents a system that solves floor-segmentation using hue and light information of the images. In [16], authors use a histogram-based road classifier. In [17], a method to find the drivable surface with appearance models is presented, and [18] shows how the fusion of information, in particular color and geometry information, improves the segmentation of the scene. We exploit this idea by extending the structure estimated from the depth data with the information from the color image.

Stairs detection has also been faced using conventional cameras [19], stereo vision [20] and even laser scanning [21]. We find also approaches using RGB-D as main sensor and machine learning algorithms to perform the staircase detection [22, 23]. Papers [24, 25] use also RGB-D cameras and geometric reasoning to detect the stairs. This is the approach we have consider in our method for stair detection. We start from the traversable area detected with our floor detection approach and detect and model staircase with one or more steps.

3. Prototype setup

There are many options to locate a camera or a RGB-D sensor for a wearable navigation system [26]. The RGB-D device provides range information from active sensing by means of infrared sensor and intensity images from a standard camera. We have chosen a chest-mounted system so the sensor re-

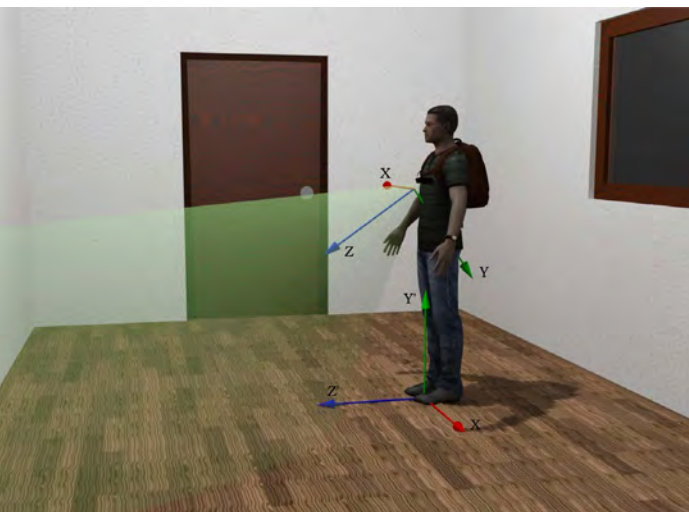


Fig. 1 Wearable camera position: the RGB-D sensor is chest mounted and it looks downwards 45°; the laptop where all the computation is carried on is on the backpack. The image shows the field of view of the sensor (green) and the axis of the scene ($X'-Y'-Z'$) and the sensor ($X-Y-Z$).

mains fixed to the body comfortably for the user that can move freely. The sensor points to the front of the user at all the times being able to detect dangers along the path. We set the camera pointing slightly downwards, 45° down, this way the captured details are mainly the floor plane and obstacles in front of the user. The set up can be seen in Fig. 1.

This camera set-up can be classified as *sousveillance*, opposed to *surveillance* (where the camera is fixed to an

outside object of the environment). Our configuration shows a great potential to be used for personal safety and security, improved eyesight or augmented reality.

Currently, the RGB-D sensor is connected to a laptop carried in a backpack and performing all the computations. The algorithms are implemented in C++ language for ROS (Robot Operating System), OpenCV library for image processing and PCL (Point-Cloud Library) to process the range data.

4. Floor and obstacle detection

Our approach to detect the floor plane and the obstacles in it is performed in two main steps. First, using the range data,

we detect the floor and the objects close to the user. In a second step, the floor plane detected is extended using the image data.

4.1. Floor segmentation

Given the range data, we segment it in planes using the plane model and RANSAC algorithm. Once the planes have been detected, we identify the most important scene planes analyzing the normal vector of each plane and considering that the scene follows the Manhattan World [27] model that assumes that the environment has three main directions which are orthogonal between them. We are able to assign the labels *obstacles* or *floor* to the data. Fig. 2 shows images of the steps of this process.

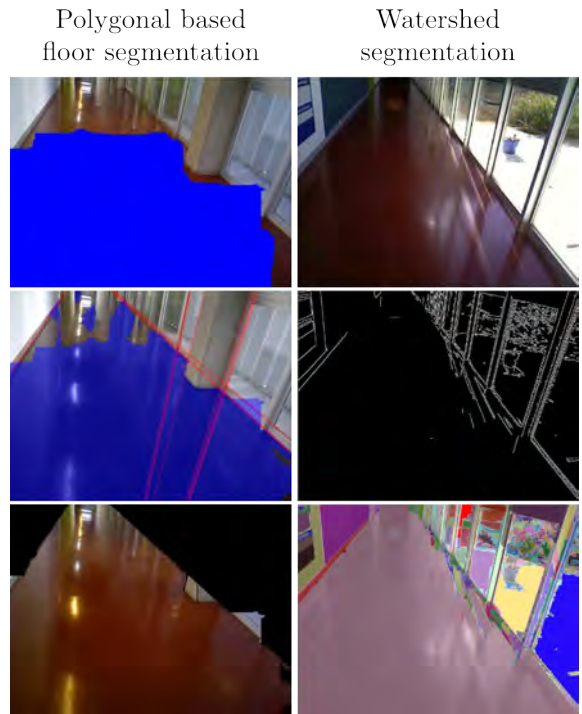


Fig. 2 Process of the segmentation methods used.

4.2. Floor expansion using image information

The maximum reliable distance of the acquired range data is around 3,5 m, enough for obstacle avoidance but not enough for path planning in the guiding assistance. To extend the floor detected and obtain the whole surface of the traversable ground we include the color information. Range data and the RGB data are calibrated, so the detected floor can be project-

ed in the image. We refer to the image projection of the detected floor plane as floor-seed. Starting from this floor-seed region, we will segment the image surface to expand the floor detected in the range data. Two image segmentations will be used depending on the image: Polygonal floor segmentation and Watershed segmentation.

4.2.1. Polygonal floor segmentation

This method uses the lighting, hue and image geometry to segment the image. First, the image is filtered using the shift mean algorithm over a pyramid of images. The result of this step is a smoothed image, where the floor surface is more homogeneous than in the original image while the boundaries with the obstacles are preserved. Next, we compare the lighting of the filtered image with the lighting of the floor-seed. This is done by comparing the lighting histograms. Pixels satisfying the lighting criteria are then evaluated using a hue criteria. This criteria uses Back Projection to check how well the checked pixels fit the distribution of the hue histogram of the floor-seed. These two criteria allow to select the image pixels with high probability of being part of the floor plane given its lighting and hue values. The final step of this method is a polygonal segmentation. Lines in the image are computed using the Canny edge detector and Hough line transform. Detected lines are extended to image borders and the image is segmented using the polygons defined by these lines. The whole process is shown in the first column of Fig. 3.

4.2.2. Watershed segmentation

When the number of detected lines is too low, too high or the line distribution in the image is too heterogeneous, Watershed segmentation [28] is used. This algorithm takes

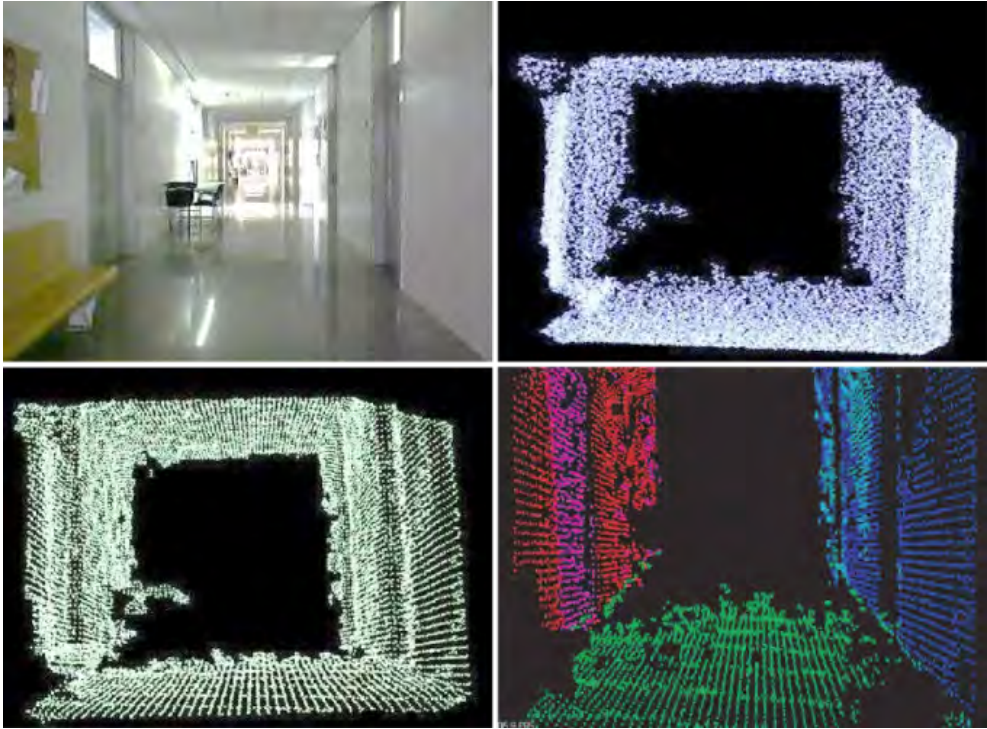


Fig. 3 Process of the floor segmentation in the range data. (Top-left) RGB image. (Top-right) Range data point cloud. (Bottom-left) Filtered range data point cloud. (Bottom-right) Floor segmentation (green) and obstacles (blue and red).

the binary image resulting from the Canny edge detector as input and produces an image segmentation based in this information. Second column in Fig. 3 shows the process of this method.

Once the image has been segmented with one of the two methods, we use the reference floor-seed area to determine which regions belong to the floor. Segments overlapping with the floor-seed and not overlapping with any obstacle are labeled as floor.

Our method is able to select between both segmentation methods automatically by evaluating if the detected lines are enough to run the polygonal segmentation.

5. Stairs detection

The stairs detection is performed in the range data provided by the sensor. The whole sensor reading is reoriented using the floor plane detected using the process described in Section 4. The origin of coordinates is defined in this plane: y-axis is defined in the plane normal direction, and height 0 is set on the plane surface.

5.1. Segmentation of the scene

A region growing strategy is used to segment the range data. regions are afterwards classified as planar and non-planar using RANSAC. Following this process the planes found are closed regions corresponding to one single element, not a set of uncorrelated points in the scene [24]. The segmentation is performed following the next steps:

Normal estimation (Fig. 4a): For each point and a group of K neighbors, the third component obtained from Principal Component Analysis corresponds to the normal direction. In this step the curvature of the surfaces is also computed.

Region-growing (Fig. 4b): This algorithm starts from a seed, which is the point with minimum curvature, and then expands the region towards the neighboring points that have small angle between the normal and similar curvature value. Points that satisfy the normal and curvature threshold became the new seeds and repeats until the region cannot expand anymore.

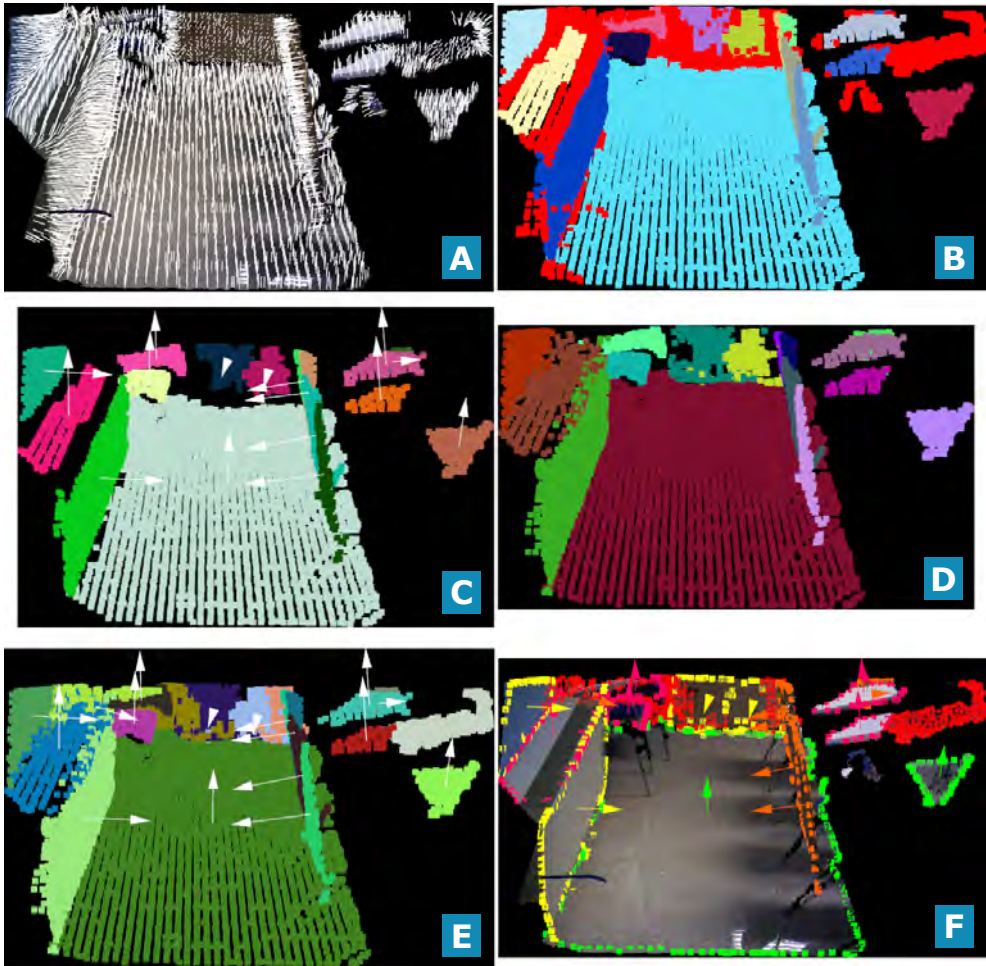


Fig. 4 Planes segmentation and classification for stair detection.

Planar test (Fig. 4c): Region-growing produces regions that have a high degree of flatness, but they can also be a curved surface with smooth transitions. RANSAC algorithm seeks for the biggest plane in each region: if most of the points are inliers, it will be considered a planar surface with the plane equation obtained; otherwise, the regions will be considered obstacles.

Planes extension (Fig. 4d): Points not belonging to any region are included in a planar region if the angle between their normal and the planar region normal and their distance to the plane are small.

Euclidean cluster extraction (Fig. 4e): The points not belonging to any region go through a cluster extraction algorithm which establishes connections and forms separate entities, considered obstacles.

Plane classification (Fig. 4f): Once the segmentation stage has succeeded the planes are classified among different classes according to the orientation and relative position of the planes. Planes' normal are compared to the floor normal to detect horizontal and vertical surfaces (walls). Any plane not considered as vertical or horizontal is classified as obstacle.

Horizontal planar regions can be floor, steps or other obstacles. Planar regions with height close to zero are considered *floor*. Regions with positive or negative height that satisfy the Technical Edification Code² ($13 \text{ cm} \leq \text{height} \leq 18.5 \text{ cm}$) are considered as *step candidates*. The existence of at least one *step candidate* activates the stair detection algorithm.

5.2. Stair detection algorithm

The detection algorithm establishes connections between the *step candidates* to group the stair planes in levels and discard the candidates that do not belong to the staircase. *Step candidates* are analyzed one by one starting from a first step: step candidates whose centroid distance to the floor is below a threshold are considered *first step candidates*. Starting from these *first step candidates*, the connectivity with

² Ministerio de Fomento. Gobierno de España - Código Técnico de la Edificación, Documento Básico de Seguridad de Utilización y Accesibilidad (DB-SUA, Sección 4.2).

other *step candidates* is checked using neighbor search and Kd-trees. The first step must be connected to the floor. If no *first step candidate* is detected, the algorithm concludes that there is no staircase.

A special case occurs when there is just one step. In this case, strict area and shape conditions need to be verified.

As a result of the stair detection algorithm, a set of connected regions corresponding to different levels is obtained (Fig. 5). When all the candidates have been checked, if the number of stair levels is greater than one, we proceed to model the staircase.

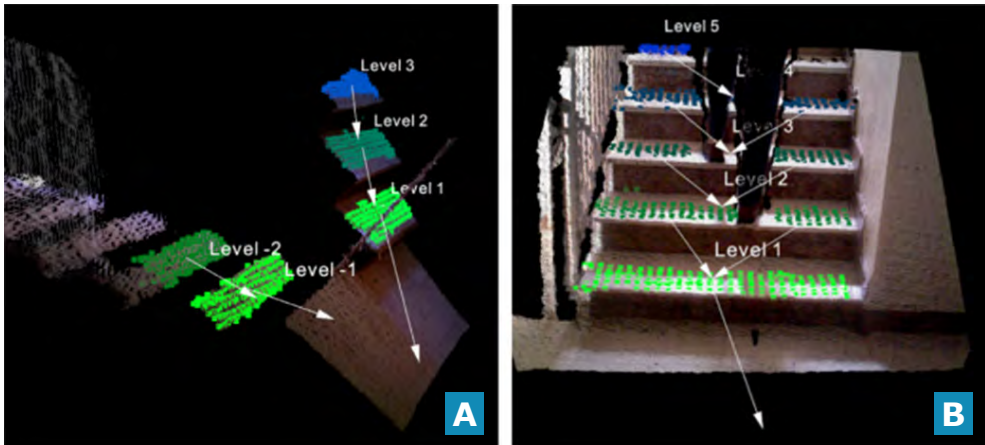


Fig. 5 Connectivity between step candidates: ascending and descending staircases (a), and more than one region per level (b).

5.3. Stair modeling

Our staircase model uses the next parameters: step width, tread length, riser height and number of steps. We apply Principal Component Analysis (PCA) to each set of points corresponding to the tread of the step in each level of the staircase to compute the width, length and height of each step (Fig. 6(a)) and define the bounding box of the step. As

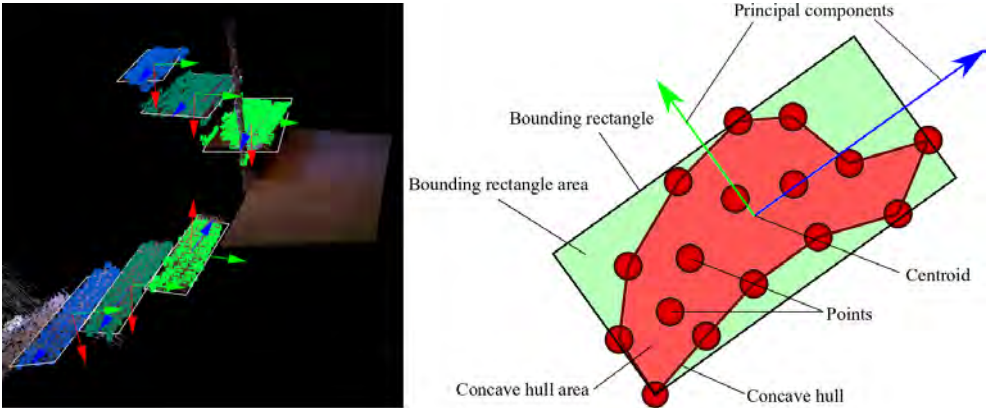


Fig. 6 (a) Principal components of the steps (blue-green-red) and the bounding rectangles (white). (b) diagram representing the components.

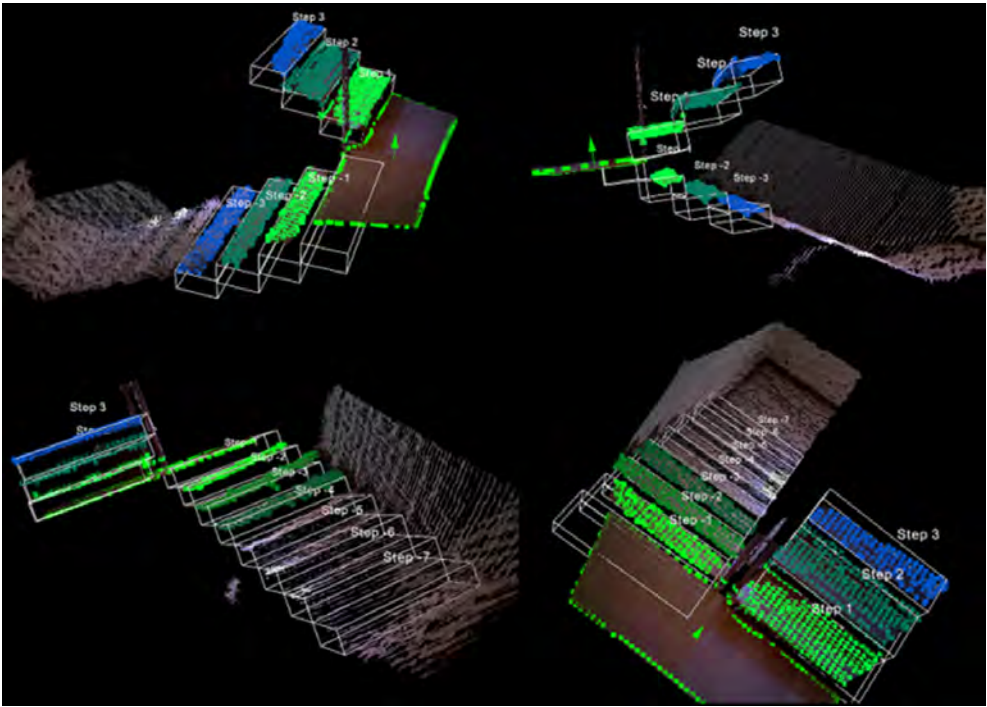


Fig. 7 Estimated model staircase. Top images show the parallelograms corresponding to the found steps. Bottom images show all the steps.

the height is small it can be considered negligible, considering the step as a two-dimensional rectangular bounding box (Fig. 6(b)).

We define extent as the ratio of the area of the concave hull including the points and the area of the rectangle. The extent is used to measure the quality of the detected step as it relates the area occupied by the points with respect to the area they are supposed to occupy.

The analysis is repeated for all the stair levels, considering the addition of different regions at the same level to form a unique step. Each step has different dimensions and orientations depending on the quality of the measurements, the position of the steps with respect to the camera or the filters performance. At each level, we will choose the best step as the one with higher extent value among the steps within a valid width range.

Once all the levels have been analyzed, the staircase is modeled. Steps are then modeled as parallelograms whose width is the width of the best step, the height is the average vertical distance between consecutive steps and the length the mean horizontal distance between the edge of every two consecutive steps. Once we have all the parameters, we can use them to validate the staircase detection or discard it, and in case of positive results we can trace the model and even extend the information to non-detected steps (Fig. 7).

6. User interface

Finally, we propose a simple interface that gives information to the user according to the results provided by the presented algorithms. This interface provides audio instructions and sound map information. Audio instructions will be used only for high level commands, available free path information, or in danger-

ous situations, where the user could collide with an obstacle. In this case, the system will warn about the situation and will give the necessary instructions. In the rest of cases, the sound map will send stereo beeps whose frequency depends on the distance from the obstacle to the person. We have defined the safety area from the user to any obstacle as two meters. A known drawback of audio systems is that they may block other natural sounds. However, our system does not provide constantly audio instructions or beeps so the possible blocking of natural sounds will only appear sporadically. The user may also regulate the volume of the system so he could hear natural sounds and audio instructions at the same time.

The interface will produce beep sounds depending on the distance from the user to the obstacle. For example, if the left wall is closer to the user than the right one, the user will hear a high frequency beep in his left ear and a low frequency beep in the right ear. If the wall is placed in front of the person, the beep will be Heard in both ears. These beeps allow the user to understand the environment. With this user interface, the user will be able to navigate through an unknown scenario as well as being able to avoid obstacles with no risk of collision.

7. Experiments

Next sections detail the experiments performed to test the different methods proposed in this work. The methods have been evaluated in real scenarios exhibiting a wide variety of visual characteristics and lighting conditions.

7.1. Datasets used for the experiments

We have tested the algorithm in public and private buildings. The public ones are placed in University of Zaragoza

(Spain) and they are: Ada Byron building, Torres Quevedo building and I+D building where Institute of Engineering Investigation of Aragón (I3A) is placed. The private buildings are examples of houses and a garage. Since the number of datasets to test approaches for navigation assistance is almost non-existent we have released our dataset,³ which collects data used in our experiment to be available to the research community. Additionally, scenarios including stairs were also recorded to conduct specific experiments. We have also evaluated our system using the dataset of the Technische Universität München (TUM)⁴ and the dataset compiled by Tang et al. compiled in [24].

7.2. Floor and obstacle detection testing

Fig. 8 presents results of our floor detection algorithm on some typical corridor images available in our dataset, and the TUM dataset. Even in the presence of hard conditions (i.e. brightness, reflections), we obtain good results.

A quantitative analysis is shown in Table 1. This table shows the performance of floor detection obtained just with range data and when the whole system is used. For these results, the floor of 150 images has been manually labeled. Table shows precision, recall and F1 statistic values. The recall confidence interval is also computed in the last column at the 95% confidence level.

The precision obtained with range data is 100% in all scenarios. These perfect precisions are caused because of short-range hardware limitations and because the range sensor is unable to obtain range data of regions which are closed to

³ <http://webdiis.unizar.es/%7Eglopez/dataset.html>.

⁴ <http://vision.in.tum.de/data/datasets/rgbd-dataset>

an object's boundary, producing conservative results. On the other hand, recall has low values due to these limitations.

The best recall results using just the range data correspond to sequences where there is no sun light (Garage and Ada Byron bldg.). However, for the rest of sequences the results are weak. Is in those sequences where the use of both range and image data advantages are shown. Range segmentation is limited due to solar light so recall is lower than 80% (55% for the TUM dataset). Adding the color information improves the recall to 95%.

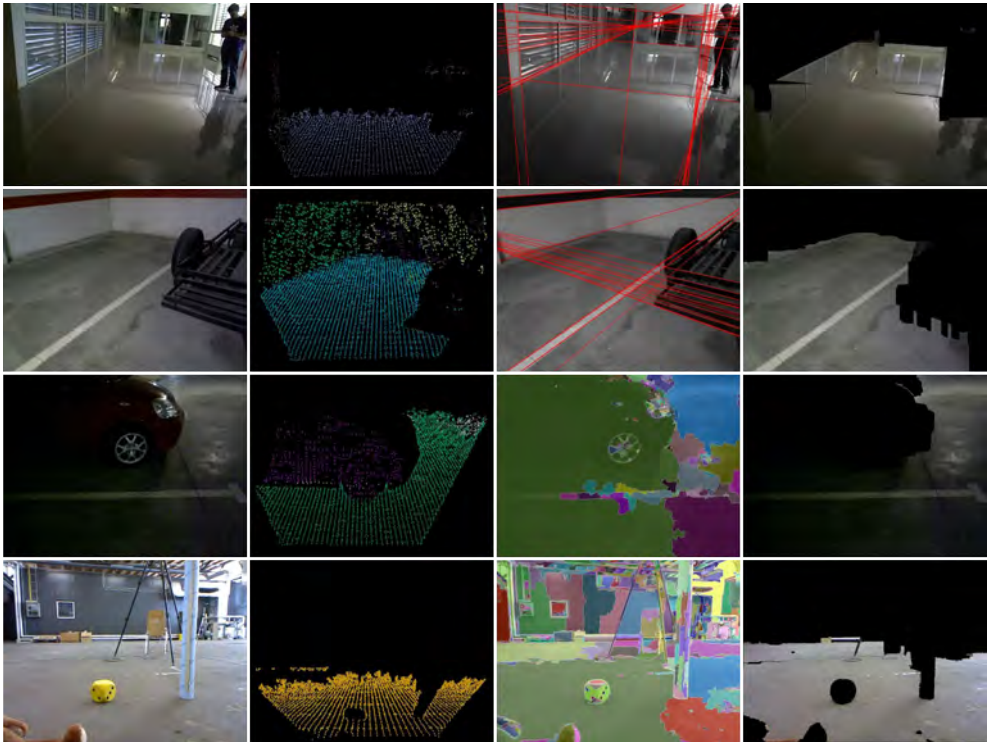


Fig. 8 Results of the floor detection and expansion. Each row shows a different example. First column shows the original RGB image. Second column shows the floor detected in the range data. Third column shows the image segmentation used that is chosen automatically for each image. Finally, fourth column, shows the complete detected floor which is the traversable area to be used to guide the user.

Percentages of floor-segmentation with range data				
Scenario	Precision	Recall	F1	Recal interval
13A building	100%	78,62%	87,87%	78,62 + 4,79%
Ada Byron bldg.	100%	84,23%	91,43%	84,23 ± 1,08%
Torres Quevedo	100%	78,95%	88,10%	78,95 + 3,51%
Garage	100%	87,63%	93,38%	87,62 + 1,68%
München dataset	100%	54,54%	69,01%	54,54 ± 6,82%
Percentages of floor-segmentation with range and color data				
Scenario	Precision	Recall	F1	Recal interval
13A building	98,74%	96,74%	97,81%	97,00 + 1,20%
Ada Byron bldg.	98,97%	95,22%	97,04%	95,00 ± 1,30%
Torres Quevedo	99,26%	97,38%	98,30%	97,00 + 1,00%
Garage	99,62%	93,62%	96,49%	94,00 ± 1,82%
München dataset	99,09%	96,23%	97,62%	96,00 + 1,60%

Table 1 Results of the floor detection evaluated with the annotated ground truth.

Scenario	Range segmentation	Color segmentation
13A building	26,53%	73,47%
Ada Byron bldg.	43,34%	56,66%
Torres Quevedo	54,92%	45,08%
Garage	74,22%	25,78%
München dataset	56,62%	47,38%

Table 2 Contribution to the final result of the range and color segmentation.

Table 2 shows the contribution of each part of the algorithm, range segmentation and color segmentation, to the final floor result. In order to obtain a fair comparison in metric units, we need to project the image's floor without projective distortion to have a top view of it in real magnitude. Otherwise, the farther the segmented region is in the projective

image, the less number of pixels it contains (despite representing similar metric area than closer regions). We have calculated the homography from the image to the floor and we have obtained the number of squared meters segmented by range and color algorithms. Table 2 shows that the expansion of the range segmentation with color segmentation is important in all scenarios. Scenarios where there is no solar light have the highest contribution of range segmentation. Scenarios with medium-low solar light incidence we obtain a contribution of 50% approximately with both kind of segmentations. Those scenarios where the presence of solar light is really high, the color segmentation has the highest contribution, more than 70% of the detected floor is obtained with this part of our algorithm, reducing drastically the limitations of the range data.

7.3. Stair detection experiments

To test the stair detection algorithm we use the Tang dataset. The results with this dataset were successful even in total darkness (Fig. 9). We tested for false positives and false negatives using this dataset and compared our results with

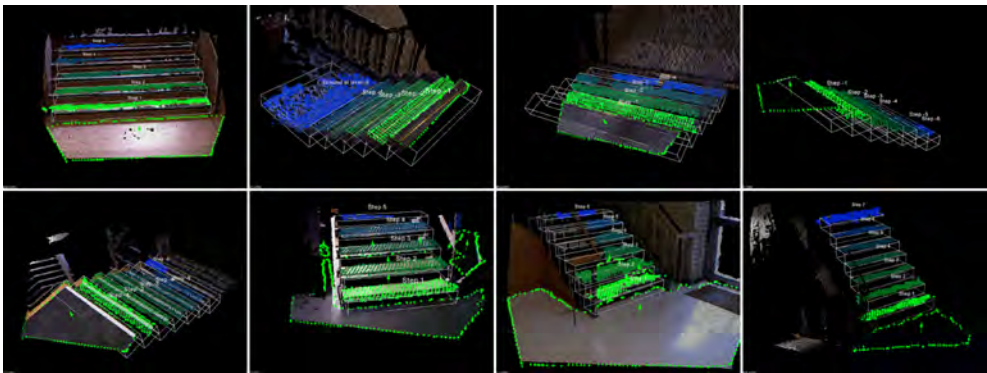


Fig. 9 Results of the stair detection. Last column shows results obtained in dark environments.

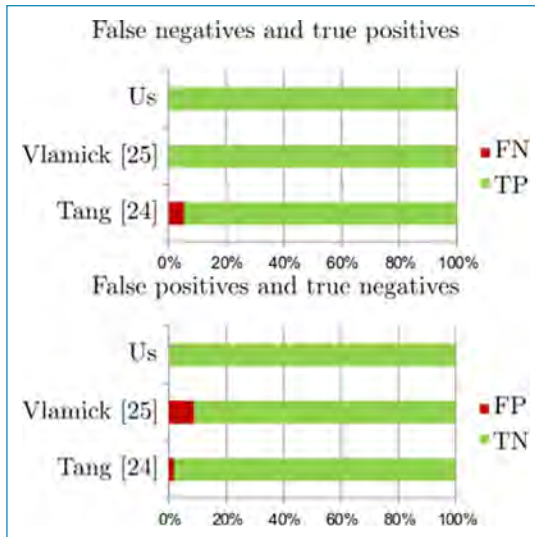


Fig. 10 Comparison of false negatives and false positives between our work and the approaches presented by [24, 25].

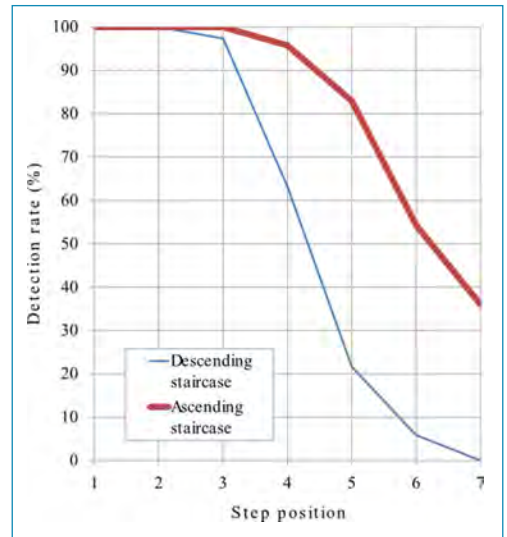


Fig. 11 Step detection rate with the step position in the staircase.

methods in [24] and [25] (Fig. 10). We achieve better results with no false negatives as in [25] but also without false positives.

If we look at the step detection rate according to the position of the step in the staircase (Fig. 11) we see how behavior changes when facing ascending staircase or descending steps. When the user faces a descending staircase the whole staircase can be seen by the sensor, but self occlusion of consecutive steps and quality of the measurements decreases with the distance so the rate detection of further steps decreases. In the case of ascending staircases the steps remain close and visible for the sensor as they rise, although visual angle decreases. In general, steps higher than the seventh position are out of the field of view of the camera.

We have quantitatively analyzed the resemblance of the model to the real staircase. We have excluded the width from

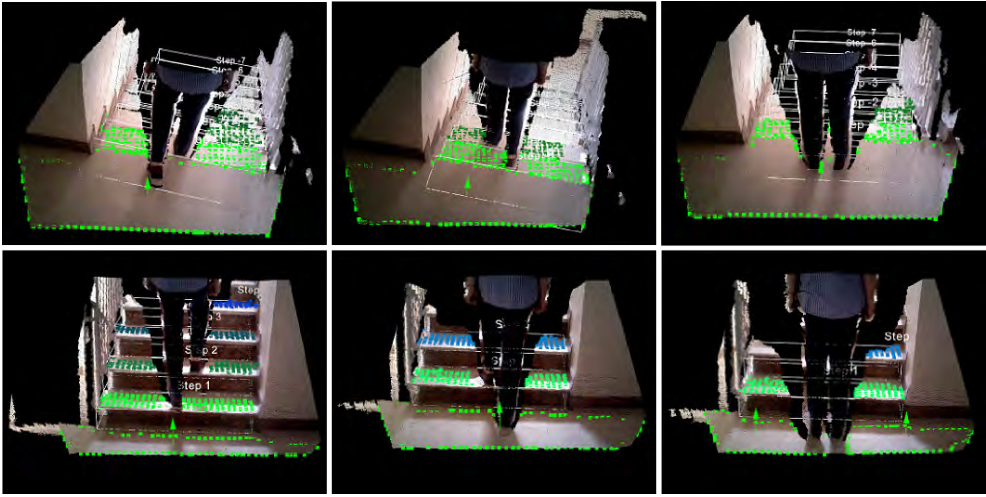


Fig. 12 Examples of stair detection with occlusions of the steps.

the analysis as the view of the stairs may be partial and it is not as relevant as the other measurements. After computing the height and length of staircases, in both ascending and descending perspectives, from different viewing angles, the results were compared to the real measurements. Real stairs have a length of 30cm and a height of 15cm. The mean values for the computed length and height were 29 cm and 15.4 cm respectively. Half of the experiments were conducted with real people going up and down the stairs. Obstructing the view of the staircase partially does not adversely affect the quality of the model, length and height were 29.39 cm and 15.56 cm respectively in these cases. Some pictures of the experiments with people climbing up/down the staircase can be seen in Fig. 12.

7.4. Computation time

One important point of a navigation system is that it has to be able to run on real time, while the user moves. We

have tested the computation times of the method proposed. The whole floor and obstacle detection algorithm (Range data processing, RGB image processing and user interface generation) runs approximately at 0.3 frames/s. The stair detection iteration time ranges from 50 to 150ms. The variation depends on the scene itself: close up captures provides good quality clouds and the segmentation algorithm provides less regions and as a consequence, faster results.

We consider this timing fast enough for indoor navigation assuming walking speeds around 1-1.5m/s.

This rate could be improved adding some optimizations to the algorithm or using multi-core processing.

8. Conclusions

In this work we have presented a navigation assistance prototype able to guide a person through an unknown indoor environment avoiding obstacles and detecting staircases. The system uses a chest mounted RGB-D camera that captured the relevant information of the scene without intruding the privacy of nearby people.

The prototype uses the data captured by the sensor to detect the floor plane and close obstacles, and the staircases visible. Floor and obstacles are detected in the range data, allowing to navigate safely in the area close to the user. The floor detected in the range data is extended later in image using the color information. Additionally, the environment is analyzed in the search of staircases close to the user. This analysis is performed also on the range data.

The system has been tested in different real environments showing good better performance than other state-of-the-art techniques and the computations can be run on real time.

9. Acknowledgments

This work has been supported by Spanish project DPI2012-31781.

10. Bibliography

- [1] Aladren, A., Lopez-Nicolas, G., Puig, L., & Guerrero, J. J. (2014). Navigation Assistance for the Visually Impaired Using RGB-D Sensor With Range Expansion. *IEEE Systems Journal, Special Issue on Robotics & Automation for Human Health PP(99)*, 1-11
- [2] Pérez-Yus, A., López-Nicolás, G., & Guerrero, J. J. (2015). Detection and Modelling of Staircases Using a Wearable Depth Sensor. *ECCV 2014 Workshops Lecture Notes in Computer Science Volume 8927*, pp 449-463
- [3] Dakopoulos, D., & Bourbakis, N. G. (2010). Wearable obstacle avoidance electronic travel aids for blind: a survey. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews*, 40(1), 25-35.
- [4] Guimaraes, C. S. S., Bayan Henriques, R. V., & Pereira, C. E. (2013). Analysis and design of an embedded system to aid the navigation of the visually impaired. In *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), ISSNIP* (pp. 1-6).
- [5] Seto, T., & Magatani, K. (2009). A navigation system for the visually impaired using colored navigation lines and RFID tags. In *Annual International Conference of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* (pp. 831-834).
- [6] Joseph, S. L., Zhang, X., Dryanovski, I., Xiao, J., Yi, C., & Tian, Y. (2013). Semantic indoor navigation with a blind-user oriented augmented reality. In *International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, (pp. 3585-3591).

- [7] Liu, J. J., Phillips, C., & Daniilidis, K. (2010). Video-based localization without 3D mapping for the visually impaired. In *Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)* (pp. 23-30).
- [8] Wong, F., Nagarajan, R., & Yaacob, S. (2003). Application of stereovision in a navigation aid for blind people. In *Joint Conference of Information, Communications and Signal Processing, and Pacific Rim Conference on Multimedia*. (Vol. 2, pp. 734-737).
- [9] Takizawa, H., Yamaguchi, S., Aoyagi, M., Ezaki, N., & Mizuno, S. (2013). Kinect cane: Object recognition aids for the visually impaired. In *International Conference on Human System Interaction (HIS)* (pp. 473-478).
- [10] Wang, Z., Liu, H., Wang, X., & Qian, Y. (2014). Segment and label indoor scene based on RGB-D for the visually impaired. In *MultiMedia Modeling* (pp. 449-460).
- [11] Peasley, B., & Birchfield, S. (2013). Real-time obstacle detection and avoidance in the presence of specular surfaces using an active 3D sensor. In *Workshop on Robot Vision (WORV)* (pp. 197-202).
- [12] Schafer, H., Hach, A., Proetzsch, M., & Berns, K. (2008). 3D obstacle detection and avoidance in vegetated off-road terrain. In *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)* (pp. 923-928).
- [13] Lee, Y. H., & Medioni, G. (2011). A RGB-D camera based navigation for the visually impaired. In *RSS 2011 RGBD: Advanced Reasoning with Depth Camera Workshop* (pp. 1-6).
- [14] Gutiérrez-Gómez, D., Mayol-Cuevas, W., & Guerrero, J. J. (2025). Inverse Depth for Accurate Photometric and Geometric Error Minimisation in RGB-D Dense Visual Odometry. In *International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*.

- [15] Ray, A. K., Behera, L., & Jamshidi, M. (2008). Sonar-based rover navigation for single or multiple platforms: forward safe path and target switching approach. *IEEE Systems Journal*, 2(2), 258-272.
- [16] Li, Y., & Birchfield, S. (2010). Image-based segmentation of indoor corridor floors for a mobile robot. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* (pp. 837-843).
- [17] Dahlkamp, H., Kaehler, A., Stavens, D., Thrun, S., & Bradski, G. R. (2006). Self-supervised Monocular Road Detection in Desert Terrain. In *Robotics: science and systems (RSS)*
- [18] Dal Mutto, C., Zanuttigh, P., & Cortelazzo, G. M. (2012). Fusion of geometry and color information for scene segmentation. *Selected Topics in IEEE Journal of Signal Processing*, 6(5), 505-521.
- [19] Hesch, J. A., Mariottini, G. L., & Roumeliotis, S. I. (2010). Descending-stair detection, approach, and traversal with an autonomous tracked vehicle. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* (pp. 5525-5531).
- [20] Lu, X., & Manduchi, R. (2005). Detection and localization of curbs and stairways using stereo vision. In *International conference on Robotics and Automation (ICRA)* (Vol. 4, p. 4648).
- [21] Oßwald, S., Hornung, A., & Bennewitz, M. (2012). Improved proposals for highly accurate localization using range and vision data. In *International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* (pp. 1809-1814).
- [22] Filipe, V., Fernandes, F., Fernandes, H., Sousa, A., Paredes, H., & Barroso, J. (2012). Blind navigation support system based on Microsoft Kinect. *Procedia Computer Science*, 14, 94-101.

- [23] Wang, S., & Tian, Y. (2012). Detecting stairs and pedestrian crosswalks for the blind by rgb-d camera. In International Conference on Bioinformatics and Biomedicine Workshops (BIBMW) (pp. 732-739).
- [24] Tang, T. J. J., Lui, W. L. D., & Li, W. H. (2012). Plane-based detection of staircases using inverse depth. In Australasian Conference on Robotics and Automation (pp. 1-10).
- [25] Vlaminck, M., Jovanov, L., Van Hese, P., Goossens, B., Philips, W., & Pizurica, A. (2013). Obstacle detection for pedestrians with a visual impairment based on 3D imaging. In International Conference on 3D Imaging (IC3D).
- [26] Mayol-Cuevas, W. W., Tordoff, B. J., & Murray, D. W. (2009). On the choice and placement of wearable vision sensors. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans*, 39(2), 414-425.
- [27] Coughlan, J. M., & Yuille, A. L. (1999). Manhattan world: Compass direction from a single image by bayesian inference. In *IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)* (Vol. 2, pp. 941-947).
- [28] Deng, Y., Manjunath, B. S., & Shin, H. (1999). Color image segmentation. In *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)* (Vol. 2).

Sistemas de orientación en el interior edificios de concurrencia pública. Prototipo ISMO

Francisco Javier Coret Gorgonio,¹ Javier Pérez Bou² y Francisco Alcantud Marín¹

Resumen: *En el presente artículo, se presenta el prototipo de un sistema de orientación, basado en los servicios en localización que posibilita que personas con diversidad funcional puedan circular con más facilidad por el interior de edificios de concurrencia pública.*

Se presenta un sistema basado en Servicios Basados en Localización, que funciona en entornos Indoor, basado en la tecnología Wi-Fi, que posibilita la ubicación, localización y orientación de los usuarios mediante una aplicación para dispositivos móviles basada en Android.

La prueba de usuario permitió la mejora del interface y se ve esencial la necesidad de normalizar las infraestructuras Wi-Fi, canales de transmisión, altura de las antenas, distancia y ubicación de las mismas.

Este proyecto se ha podido desarrollar gracias a la financiación de la Fundación Vodafone y el Ministerio de Educación, Cultura y Deporte por medio de la Iniciativa CampusHabitat 5U de la Universitat de Valencia.

1 Universitat de Valencia. C.e.: francisco.alcantud@uv.es.

2 Universitat Catòlica de València.

Abstract: *In this article we present a prototype of a guidance system based on location systems, for enable people with disabilities can move more easily inside buildings for public assembly.*

A system based on Location Based Services (LBS) is presented. This system works in Indoor environments, based on Wi-Fi technology and it enables the user location and orientation by developing a mobile application based in Android operative system.

The user test allowed user interface improving of the application and it is necessary the Wi-Fi infrastructures standardization, transmission channels, antenna height, distance between antennas and its locations.

This project has been developed with funding from the Vodafone Foundation and the Ministry of Education, Culture and Sport through the Initiative CampusHabitat 5U of the University of Valencia.

1. Background

Las tecnologías de localización se han instaurado en nuestra sociedad gracias al incremento en el uso de los dispositivos móviles actuales. La mayoría de las aplicaciones de localización actuales están enfocadas a la localización en espacios abiertos (Outdoor). Se basan en el uso de señales proveniente de satélites, y en general reciben el nombre de Sistemas de Navegación Global por Satélite (en adelante GNSS). Se trata del conocido GPS (Global Positioning System) en Estados Unidos de América o del ruso GLONASS (Global Orbiting Navigation Satellite System).

En Europa se está desarrollando el sistema GALILEO, basado en GNSS, que se trata de una constelación de 30 satélites MEO, distribuidos en tres planos orbitales de 54º y a una altitud de alrededor de 23.000 Km.

En el año 2014 se realizó un estudio entre la Agencia Europea del GNSS y la empresa RxNetworks Inc., compañía tecnológica y de servicios de localización móvil, en el que se afirma que cuando se utiliza, además del GPS y/o GLONASS, el sistema GALILEO se produce una mejora significativa en la precisión de localización en los entornos más exigentes, como pueden ser los de interiores o urbanos.

Sin embargo, todavía hay algunas limitaciones de estos sistemas, siendo uno de los principales problemas la imprecisión que presenta en determinadas áreas, como son los entornos urbanos o los de interior de edificios. Un receptor GNSS puede ser localizado cuando se puede adquirir información de al menos cuatro satélites y, en zonas urbanas, la visión directa entre los satélites y el receptor está limitada por diferentes obstáculos. Así los edificios altos o los distintos materiales con los que se encuentra la onda que propaga la información, pueden producir difracción de ondas, lo que provoca un mal posicionamiento del receptor que afecte al de los objetos o personas. De ahí que, en estos entornos interiores (Indoor), la señal GNSS es débil y no es capaz de penetrar las paredes de hormigón, provocando que el posicionamiento y el guiado de las personas sean incorrectos.

También ha de tenerse en cuenta que los dispositivos GNSS son una tecnología con mucho consumo de energía, recurso limitado en los dispositivos móviles, consumiéndose la batería con rapidez [1].

En cuanto a personas que precisan ayudas, se han propuesto y desarrollado diferentes sistemas de ayudas, como el Satellite Based Augmentation System (SBAS) que aumentan los enfoques de los satélites, mejorando el posicionamiento horizontal y vertical del receptor, proporcionando información sobre la calidad de las señales, realizando correcciones [2].

Se puede concluir que el GNSS es un sistema muy útil y preciso para entornos al aire libre, pero no tanto para siste-

mas con localización en entornos urbanos o de interior, siendo preciso el uso de sistemas que se basen en otras tecnologías o sistemas mixtos. Esta es la línea de desarrollo en los últimos años [3] [4].

Dado el rápido aumento de los puntos de acceso Wi-Fi en las zonas de concurrencia pública, muchos trabajos se centran en utilizar esta tecnología como alternativa para el posicionamiento [5] [6].

El sistema Wi-Fi, se basa en el protocolo IEEE 802.11 [7], permite la comunicación punto a punto y punto a multipunto; es una tecnología cada vez más económica; permite la interoperabilidad entre equipos de distintos fabricantes; es escalable, permitiendo la ampliación de forma modular; utiliza estándares abiertos, lo que facilita la adhesión de distintas tecnologías presentes y de las futuras que se vayan incorporando al estándar 802.11; es la tecnología más ampliamente extendida y conocida por los usuarios finales; trabaja en una banda de frecuencias libres de acceso (en Europa de 2,4-2,5 GHz y de 5,8 GHz y en EE.UU. de 5 GHz) que posibilita que la onda atravesase las paredes; no precisa de visión directa entre emisor y receptor; presenta un nivel de encriptación y seguridad robusto

Los servicios basados en localización (Location Based Services), se han definido como un sistema que "obtiene información de la ubicación (coordenadas de latitud y longitud, direcciones civiles, etc...) mediante tecnologías de posicionamiento, dando respuesta a peticiones de servicios de localización de usuarios de terminales móviles a través de distintas redes de comunicaciones" [7].

Los servicios ofertados por las redes inalámbricas Wi-Fi nos permiten acceder a internet, consecuentemente se puede acceder, producir, tratar y comunicar cualquier tipo de información, pero también, desde los dispositivos móviles se dispone de datos de georreferencia. De la convergencia de

estas tres es de donde nace el concepto de Servicios Basados en Localización.

Además se estudió el basado en el estándar IEEE 802.15, conocido como Bluetooth [9]. Se trata de un protocolo estándar de comunicaciones que permite la conexión inalámbrica de dispositivos móviles, tales como SmartPhones, teléfonos móviles, ordenadores, así como cualquier tipo de dispositivo capaz de intercambiar datos de forma inalámbrica, basándose en la técnica de modulación de

espectro ensanchado por salto de frecuencias, lo que hace que las señales sean resistentes al ruido y la interferencia, consiguiéndose una señal difícil de interceptar por un intruso, ya que lo que recibiría al estar escuchando sería similar a un ruido de menor duración o de mayor amplitud, siendo imperceptible para las personas no autorizadas.

Además hay otros tipos de tecnologías inalámbricas, como la basada en el estándar de IrDA [7], definen comunicaciones bidireccionales punto a punto mediante un haz de luz infrarroja que requiere visión directa con un ángulo no mayor de 30 grados y una distancia que no excede un metro para obtener tasas de transmisión de datos entre 9.6Kbps y 16Mbps dependiendo del entorno [10] Y también tenemos la que se basa en la tecnología RFID (Radio Frequency IDentification) identificación por radiofrecuencia, sistema de almacenamiento y recuperación de datos remotos que usa dispositivos denominados etiquetas, tarjetas, transpondedores o tags RFID, con el objetivo de transmitir la identidad de un objeto me-

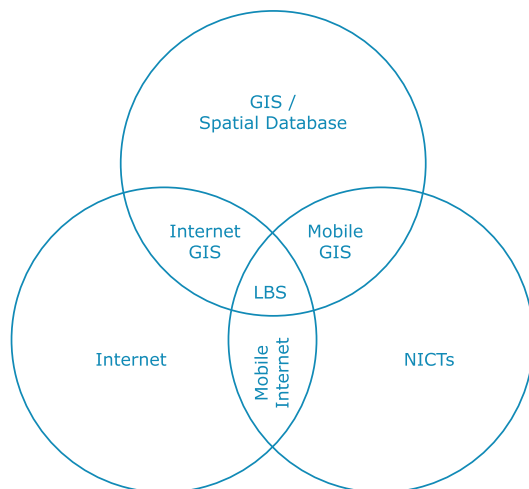


Imagen 1: LBS como intersección de distintas tecnologías [8].

diante ondas de radio. Por último habría que hablar de las basadas en el protocolo de alto nivel ZigBee de bajo consumo, basado en el estándar IEEE 802.15.4 de WPAN [11]. Dicha tecnología provee comunicaciones seguras con baja tasa de envío de datos, utilizando topología en malla, con fácil integración y maximizando la vida útil de sus baterías.

La principal razón por la que se decidió por utilizar el sistema Wi-Fi en vez de otras tecnologías es que es un sistema ya implantado, no siendo necesaria la instalación de balizas en el área de cobertura, con el consiguiente coste añadido. También hay que tener en cuenta que, si bien podemos encontrar soluciones más robustas, suelen ser para comunicaciones punto a punto y no punto a multipunto. En los casos en los que se produce comunicación bidireccional, o se precisa enorme inversión o son sistemas menos robustos, como le ocurre al bluetooth. Por ello, para optimizar recursos se ha aprovechado el despliegue de red realizado en el edificio de concurrencia pública bajo estudio, donde se han realizado las pruebas con usuarios finales.

Además de esto, la tasa de transferencia es mucho mayor en Wi-Fi que en otros sistemas como el Bluetooth y admite un mayor número de dispositivos que pueden acceder, sin la adquisición de nuevos dispositivos como en el ZigBee, lo que altera la característica transparente del sistema.

Aplicaciones para personas con diversidad funcional

Se han realizado diversas investigaciones para personas con discapacidad, como la realizada por investigadores del Intel Research [12], quienes para ayudar en la navegación a personas con discapacidad física, recogieron datos sobre una aplicación de código abierto llamada Place Lab, que observa los puntos de acceso WiFi que la rodean y utiliza la potencia

de la señal que recibe de los mismos, así como la proximidad de esta para estimar la ubicación del dispositivo WiFi [13].

Un importante reto para las personas con discapacidad cognitiva, en la localización dentro y fuera de edificios, es cómo seguir siendo orientados, las rutinas de recuperación de caminos, así como los desplazamientos en zonas desconocidas. Se han realizado diversos estudios en los que se han realizado un sistema basado en sensores Bluetooth para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad mental mediante fotos o videos que muestran la dirección a tomar por el usuario, instalando los sensores en los puntos de interés, intersecciones, ascensores, salidas u otros puntos y realizándose pruebas en usuarios reales [14] [15].

En el caso de los usuarios con baja o nula visibilidad las principales preocupaciones son la navegación y la orientación sin ayudas, en edificios desconocidos o que no le son familiares a los ciegos, sobre todo porque no tienen fácil acceso a los mapas de edificios, señales y otros dispositivos de orientación, lo que supone un gran desafío para ese tipo de usuarios. En los últimos años se han realizado estudios, si bien hay que decir que precisan la instalación de hardware para orientar a los usuarios, tales como los guantes, que intercambian datos con el móvil Android vía Bluetooth, que se comunica vía WiFi con el servidor desarrollado, que acepta diversos tipos de eventos tales como ayuda o replay, entre otros [16].

La elección del interface de usuario para personas invidentes es muy importante, según el estudio de [17], las personas con deficiencia visual prefieren: navegar utilizando comandos verbales; caminar cerca de las paredes más que en la mitad de las habitaciones; debe minimizarse el número de cambios de dirección; debe diseñarse la ruta mediante segmentos cortos de rectas y con cambios de la misma con ángulos de 90° entre segmento y segmento. En esta línea hay otros estudios que plantean sistemas de localización Indoor para personas

ciegas basados en tecnología RFID, de forma que estas etiquetas transmiten la identidad de un objeto cercano al que se encuentra el receptor RFID mediante ondas de radio [18] [4].

También podemos encontrar estudios, basados en esta misma tecnología, en el que los usuarios al entrar en el edificio sobre el que se quiere orientar, dirigen la cámara del móvil hacia un código QR (Quick Response) disponible en los puntos de interés, recibiendo información de navegación así como las instrucciones que debe seguir mediante un navegador de realidad aumentada (Augmented Reality Browser), de forma que muestra la dirección de navegación [19].

2. Descripción del prototipo ISMO

La ausencia de señales de satélite dentro de los espacios interiores ha potenciado la necesidad de tecnologías de interior, investigándose en esa área. Se prevé que esta tecnología crezca hasta estar en los principales mercados, ya que tanto grandes como pequeñas empresas están viendo como este mercado tiene mucho potencial, como queda reflejado en el estudio que, en junio de 2013, publicó la empresa MarketsandMarkets, denominado "Indoor Location Market: Global Advancements, Market Forecasts and Analysis (2013-2018)" (http://www.telecomsmarketresearch.com/dynamic_page_trans1.php?id=277702&tab=-free_sample_tab&posn=4), en el que se prevé que el mercado de la ubicación, el posicionamiento y la navegación en entornos Indoor crecerán el 42,1% desde 2013 hasta 2018.

La incorporación de comunicación Wi-Fi presenta ventajas adicionales con respecto a la exactitud de la posición a determinar, debido a que cada punto de acceso tiene asociada una dirección SSID distinta y esta es accesible por los dispositivos móviles que se encuentran en la proximidad. Si la posición del punto de acceso y su SSID son conocidos, un servicio de

localización puede observar la posición de cualquier dispositivo móvil que usa la SSID del punto de acceso Wi-Fi.

Existen compañías que ofrecen librerías de software de desarrollo dirigidos a localización Indoor. Dichas librerías se encuadran en las siguientes disciplinas: Mapping que se refiere a aquellas encaminadas a la Cartografía y consiste en el uso del GNSS para trazar mapas y cartas que contienen la ubicación de puntos de interés; Posicionamiento, mediante el que se conoce de la ubicación de los objetos o usuarios que llevan dispositivos no activos de localización o bien aquellos basados en sensores, como portátiles, tabletas, Smartphones u otros tipos de dispositivos móviles, de forma que posibilita la localización del sujeto que lo posee; o Seguimiento de activos que facilita el conocimiento de la ubicación basada en sensores a través de tags, posibilitando la monitorización de la posición de un dispositivo móvil.

Se analizaron las librerías propuestas y se seleccionó la solución de indoo.rs debido a que proporciona:

- Buena precisión.
- Excelente soporte técnico.
- Incorpora un módulo de cálculo de rutas.
- Incorpora diversas tecnologías, quedando el desarrollo abierto a la incorporación de nuevas tecnologías.

Una vez escogida esta librería se ha realizado un trabajo importante en el código con el objeto de crear una interfaz muy sencilla y potente.

Dicho sistema se fundamenta en el modelo de Fingerprinting, que se basa en la medida de las fuerzas de las señales recibidas provenientes de diferentes puntos de acceso en un punto determinado de un área de interés acotada, y aplicar a esas fuerzas un algoritmo de k-ésimo cercanos que permite determinar la posición del usuario, que se almacena en una

base de datos de fuerzas tomados en diferentes puntos del área de interés donde se implantará el sistema.

La secuencia de localización a realizar es la siguiente:

- El primer paso a realizar es el mismo proceso de Fingerprinting, para lo que se va a recorrer el área de interés del edificio escaneando en cada punto la red, y almacenando los valores de fuerza de la señal recibidos de cada punto de acceso. Este proceso se realiza sólo una vez y sirve para todos los clientes. En nuestro caso se han tomado medidas cada tres metros, evitando los vértices o aristas, así como las paredes, donde se puede encontrar el fenómeno de reflexión y difracción, aumentando la señal interferente.
- Una vez realizada la fase de Fingerprinting, la primera vez que el sujeto acceda al edificio y se descargue la aplicación, se descargará también un mapa con los datos tomados.
- A continuación, el dispositivo escanea la red obteniendo la fuerza de la señal de los puntos de accesos accesibles en ese punto determinado.
- Con esta fuerza y usando el algoritmo de k-ésimos vecinos más cercanos, se comparan los datos obtenidos por el cliente con los obtenidos en el proceso de Fingerprinting para estimar el punto donde se encuentra localizado el sujeto.

El desarrollo de la aplicación móvil se ha realizado mediante el uso de la plataforma Eclipse Android Development Tools (ADT) y las librerías proporcionadas por indoo.rs, de forma que se permite el acceso a los planos, el cálculo de la posición y el de rutas. En concreto, se hace uso del proyecto IndoorsSurfaceAndroid que da soporte a todas las APIS necesarias para el proyecto.

Dicha aplicación es capaz de localizar la entrada de un usuario en el área de interés, ubicarle su posición e indicar el camino más corto para alcanzar un destino concreto, mediante el uso de la aplicación en el SmartPhone y sin el uso de

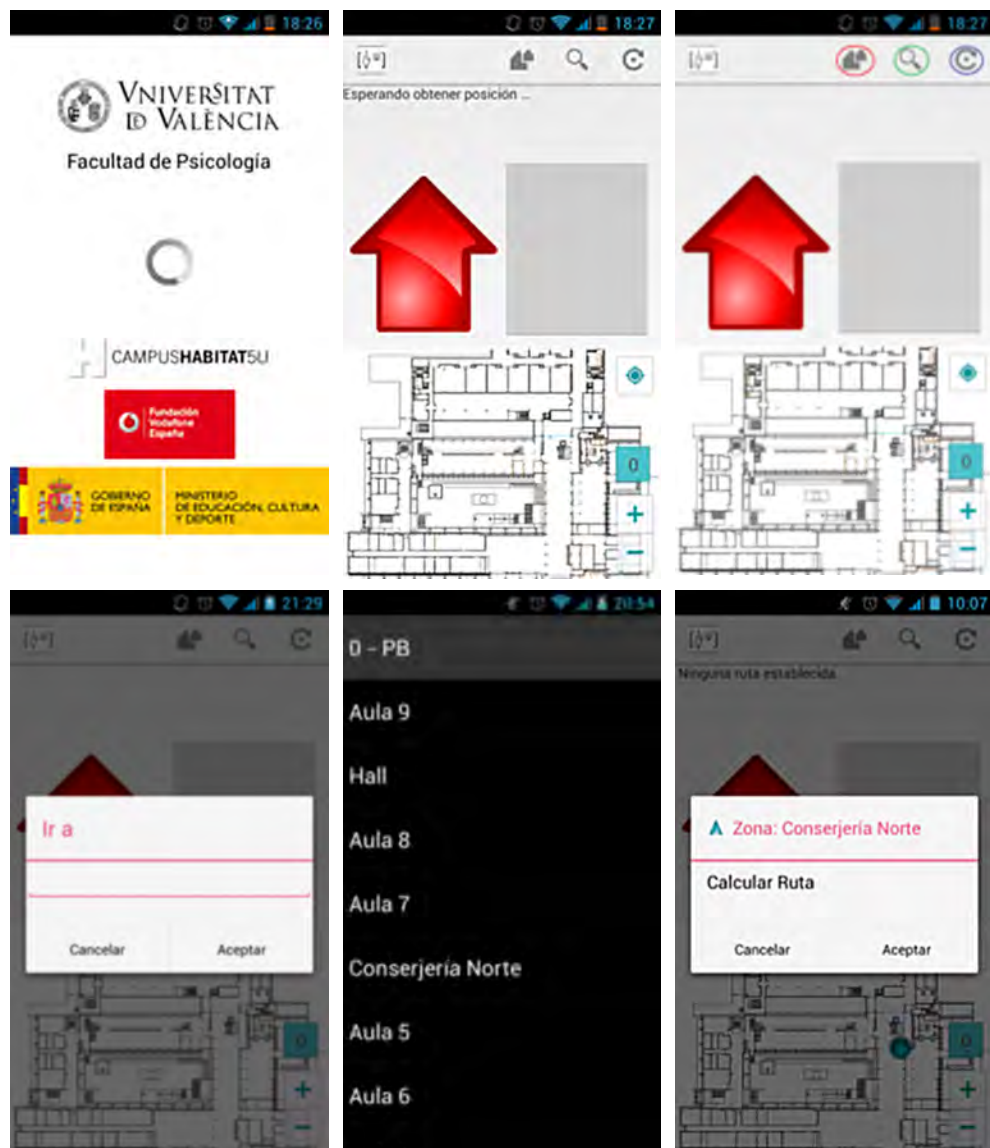


Imagen 2: Interface de usuario de ISMO.

hardware adicional, lo que garantiza el acceso a los lugares de interés a todos los usuarios, sin distinción ninguna, sólo con el uso del SmartPhone.

Una vez instalada la aplicación Android, cuando el usuario se encuentra en el área de cobertura donde se ha realizado el mapeo de señales mediante la técnica de Fingerprinting, el sistema inalámbrico detecta que el usuario está en esa área, perteneciente al edificio y planta donde se encuentra el dispositivo. En segundo lugar, dicho usuario escoge una de las rutas finales y se lanza la petición de búsqueda de dicha ruta desde el punto en el que se encuentra el usuario hasta la meta deseada. El sistema Wi-Fi, junto a la aplicación, y utilizando los algoritmos de proximidad k-ésimo y Fingerprinting, ubican al usuario con la mayor exactitud que permiten el sistema y las condiciones ambientales.

Finalmente se traza la ruta entre el usuario y el objetivo y se indica por medio de trazado en el móvil y mediante sonido, indicando cada movimiento que debe realizar, con el sentido de movimiento, los giros y distancia en metros. Esta secuencia puede verse en las imágenes de la imagen 2 previa.

Las primeras pruebas de precisión dieron como resultado áreas de la planta sobre la que se está trabajando, que no quedaban suficientemente cubiertas por la red Wi-Fi, lo que impedía el correcto funcionamiento del sistema.

Como consecuencia de estos hechos, se decidió, mejorar esta cobertura instalando más puntos de acceso, lo que incrementó la precisión, centrándonos en mejorar el guiado a las personas ciegas, ya que la precisión sobre el mapa es suficiente, pero en el caso de los ciegos, es necesario guiarlos por voz y no mostrando un mapa. Por ello nos encontramos con que, para conseguir mejoras en este aspecto, había que hacer un uso de los sensores del terminal, de forma que calculan la dirección de guiado en base al norte magnético.

Las conclusiones extraídas de la prueba del primer prototipo desarrollado, nos llevaron a proponer sistemas alternativos adicionales, de guiado para las personas, especialmente para las personas con baja o nula visibilidad, tanto en cuanto a medidas de infraestructura, como de modificación de las librerías.

En cuanto a las medidas adoptadas en la infraestructura tenemos dos: por un lado, se añadieron cuatro puntos de acceso en la zona donde se observó una mayor deficiencia de la señal Wi-Fi obtenida mediante el software inSSIDer; en segundo lugar se optó por instalar un sistema de ayuda complementaria en la infraestructura de las áreas de interés, consistente en “marcar” el suelo con cintas de alta visibilidad y gran abrasión, consiguiendo por un lado delimitar zonas de paso para invidentes en las que no debe de existir ningún tipo de mobiliario o elemento que dificulte el paso y por otra parte simplifica el error que se pueda cometer con una brújula al permitir realizar las zonas con cruces a 90°.



Imagen 3: Cintas delimitadoras de espacios.

A su vez se introdujeron las siguientes mejoras en el software: se realizó la tarea de carga automática del plano, sin necesidad de hacerlo el usuario, evitando que el usuario deba

cambiar de un edificio a otro; en la versión primera el cálculo de la ruta se hace desde una posición inicial a una final sin realizarse ningún cambio a lo largo del recorrido, por lo que si el posicionamiento inicial es incorrecto, tanto el cálculo de la ruta como el recorrido lo es. Para evitar este problema la ruta se recalcula en función del lugar donde el terminal se encuentra en cada momento, realizándose una autocorrección de lecturas de posición incorrectas. Por otro lado se han modificado los parámetros de error de la aplicación que define el error en el posicionamiento, indicándose que estamos en una zona cuando el error sea inferior a un parámetro preestablecido. También se ha modificado el tiempo de recalcado de la posición para que lo realice con menor frecuencia, ya que se ha comprobado que un recalcado con una frecuencia mayor provocaba una cola de eventos que hacía que funcionara peor la aplicación al localizar al usuario. Por otro lado, para conseguir mejoras en la orientación dentro del edificio se tomó la decisión de hacer un uso de los sensores del dispositivo móvil, de forma que calculan la dirección de guiado en base al norte magnético, para lo que se incorporó a la aplicación el compás para el cálculo de la dirección a tomar por el usuario en el enrutamiento indicado por el sistema. Además, para conseguir orientar adecuadamente a la mayor parte de los usuarios, se decidió incorporar mensajes de dirección visuales y sonoros, de forma que cuando el usuario está viendo la ruta, también está viendo mediante una flecha el sentido que debe seguir y también está recibiendo esas indicaciones de forma audible, lo que favorece la orientación a personas con baja o nula visibilidad.

Tras realizar los cambios tanto de infraestructura como de mejoras software del primer prototipo, se realizó el cálculo de mapas de cobertura de la señal recibida, obteniéndose los mapas de calor de las señales que se muestran en la imagen 4.

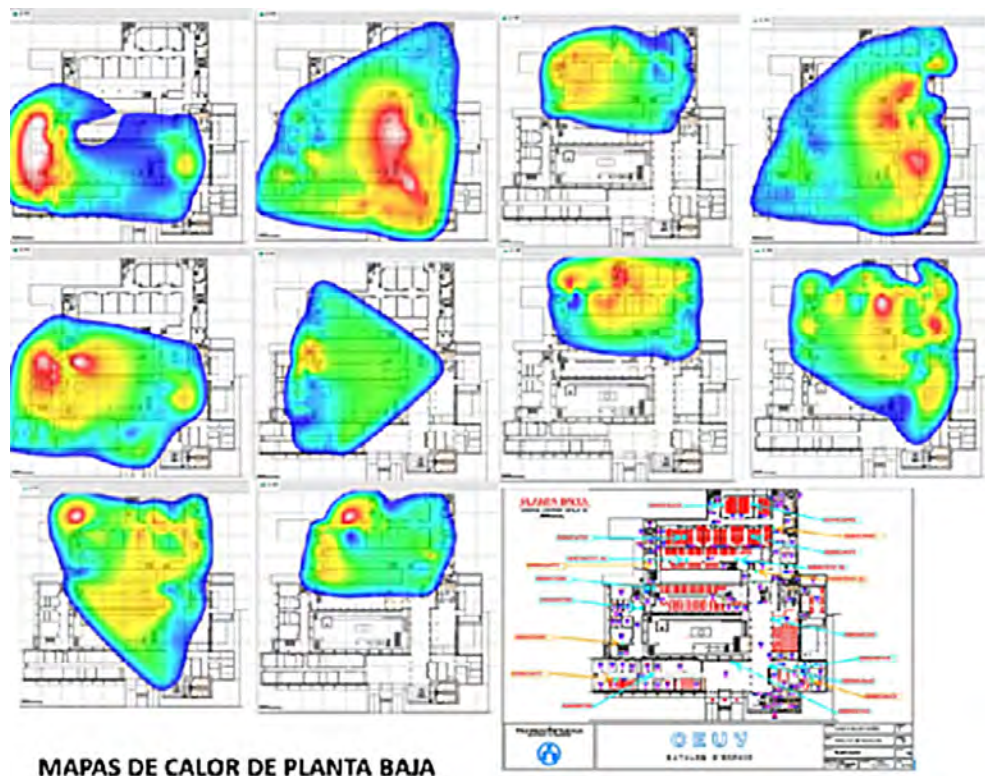


Imagen 4: Mapas de calor de puntos de acceso.

Algunas de las mejoras introducidas por este segundo prototipo han sido:

- Mejora en la ubicación de los usuarios.
- Mejora en el trazado de rutas desde el origen al destino.
- Mejora en las indicaciones, como consecuencia de haber introducido la flecha de indicación de dirección o Waypoint con un color que resalta, el rojo, de forma que resulta fácil e intuitivo el seguimiento de la ruta al utilizar este método de orientación.
- Mejora de la orientación al recibir las indicaciones mediante el sonido.

Finalmente, para mejorar el sistema se decidió incluir unas balizas o Beacons que por un lado incrementan la precisión obtenida con el sistema Wi-Fi y por otro posibilitan la recepción de señales en puntos de interés. Dichas balizas son totalmente compatibles con el sistema y se basan en la tecnología IEEE 802.15 [20], también conocida como Bluetooth. Con esto conseguimos un sistema mixto consistente en la integración de la tecnología 802.11 [21] con la 802.15, obteniéndose los siguientes mapas de calor de las balizas.



Imagen 5: Mapas de calor de Beacons.

3. Experimentación de aplicación con usuarios finales

3.1. Método

En las pruebas realizadas por los usuarios se ha utilizado la técnica del protocolo del pensamiento manifiesto, técnica utilizada muy frecuentemente como técnica de recogida de datos en el análisis de tareas cognitivas, en la que al tiempo que el participante está realizando una tarea, se solicita de este

que exprese en voz alta sus pensamientos, sensaciones y opiniones mientras interactúa con el producto [22] [23] [24]. Si el usuario manifiesta o expresa, que la secuencia de pasos que impone el producto para llevar a cabo su tarea objetivo es diferente a la que había imaginado, quizás ocurra que la interfaz es un tanto enrevesada.

Para medir el grado de usabilidad de la aplicación realizada, basándonos en la tecnología Wi-Fi, se va a realizar la metodología de trabajo en la que la mayor parte de la información se obtiene por observación directa con la persona encuestada. Dicha observación va a ser grabada sonora y visualmente, utilizándose la técnica de pensamiento manifiesto de la persona que realiza la prueba, observando la interacción de la persona con la aplicación en un dispositivo móvil.

Para ello se le va a plantear el acceso a una dependencia desde la posición actual del usuario, mediante el rastreo de una ruta planteada por la aplicación basándose en el sistema Wi-Fi de la Universitat de València y se le van a realizar, en tiempo real, una serie de encuestas estructuradas de forma que las personas objeto de estudio lleguen a interactuar verbalmente con el encuestador.

El objetivo de la grabación de la observación es posibilitar su análisis posterior, al calcularse una serie de métricas tales como el tiempo de realización de la actividad, tiempo de acceso a la aplicación, tiempo empleado en seleccionar el edificio, tiempo empleado en la selección de ruta, y por último el tiempo empleado en realizar la ruta con las indicaciones de la aplicación.

Cada una de las rutas propuestas se va a realizar en tres iteraciones, de forma que al final de la prueba se puedan extraer datos de mejora o no de los tiempos de ejecución de las tareas. De esta forma se puede realizar un análisis del aprendizaje de los usuarios en el uso de la aplicación, observándose la mejora o no que proporciona dicha aplicación.

Para la experimentación y prueba de la aplicación desarrollada se ha realizado un análisis de la usabilidad de la misma. Nielsen la definió como el nivel con el que un producto se adapta a las necesidades del usuario y puede ser utilizado por los mismos para lograr unas metas con efectividad, eficacia y satisfacción en un contexto específico de uso [25].

Según la Organización Internacional de Estandarización (ISO) se define conforme a las normas ISO/IEC 9126 [26] y la ISO/IEC 9241 [27]. En la primera de ellas se refiere a usabilidad como: "la capacidad de un software de ser comprendido, aprendido, usado y ser atractivo para el usuario, en condiciones específicas de uso", por lo tanto no sólo depende del software a evaluar sino también del usuario. La segunda norma define la usabilidad como: "efectividad, eficiencia y satisfacción con la que un producto permite alcanzar objetivos específicos a usuarios específicos en un contexto de uso específico".

Hay que notar que la medición directa de la usabilidad es muy compleja, debiendo aproximarnos mediante medidas indirectas o medidas de los atributos que componen el constructo 'usabilidad'. Así, según diversos estudios basados en estas ideas, la usabilidad se compone en mayor o menor medida de Efectividad, Eficiencia y Nivel de Satisfacción [28] [29]. A su vez la Eficiencia es compleja de medir, para lo que hay tres constructos, según Alcantud, que son: Facilidad de aprendizaje (Learnability), según el cual el sistema debe ser fácil de aprender a utilizar de forma que el usuario pueda empezar rápidamente a trabajar con él; Memoria, indica que el sistema debe ser fácil de recordar para utilizarlo después de cierto tiempo y sin la necesidad de volver a aprenderlo todo de nuevo; en tercer lugar está el nivel de retroalimentación en la interacción (Retainability) o control de errores del sistema y del usuario.

En el experimento, se ha realizado una evaluación experimental, ya que se pretende estudiar una aplicación ya implantada y su rendimiento en los usuarios finales.

3.2. Procedimiento de prueba

El procedimiento realizado en la prueba con los usuarios seleccionados es el siguiente:

- Explicación del funcionamiento de la aplicación mediante la red Wi-Fi.
- Puesta en marcha de la aplicación.
- Realización de prueba libre de duración de cinco minutos para probar el dispositivo.
- Realización de dos actividades con tres sub-actividades cada una: "Selección de Edificio"; "Selección de ruta"; "Seguimiento de trayecto".
- Estas dos actividades se realizan en tres iteraciones para calcular tiempos y ver el aprendizaje o Learnability para calcular la usabilidad.
- Finalmente se les realiza una encuesta estructurada de preguntas cerradas y abiertas.

3.3. Usuarios

Para la captación de usuarios se recurrió a la Unidad para la Integración de Personas con Discapacidad de la Universidad de Valencia. Simultáneamente se contactó con distintas asociaciones y organizaciones sin ánimo de lucro, tales como: Confederación de personas con discapacidad física y orgánica de la Comunidad Valenciana, COCEMFE, CV; la Asociación de Lesionados Medulares y Grandes Minusválidos Físicos, ASPAYM CV; la Asociación Pro Personas con Discapacidad Intelectual, ASPRONA; así como con la Delegación Territorial de la ONCE de Valencia.

De estos contactos se extrajo un grupo de diez usuarios, de edades comprendidas entre los 22 y los 42 años. De ellos siete son varones y tres mujeres. Uno posee discapacidad

visual, seis motórica, uno auditiva, uno posee varias disfunciones como consecuencia de un derrame cerebral si bien la más visible es la cognitiva, debido a que tiene muy poca capacidad de retención de información y uno no posee ningún tipo de discapacidad.

4. Resultados

Vamos a mostrar dos ejemplos del aprendizaje de los usuarios en las pruebas. Por un lado tenemos el obtenido en los tiempos de la Actividad2, subactividad tiempo de realización de trayecto.

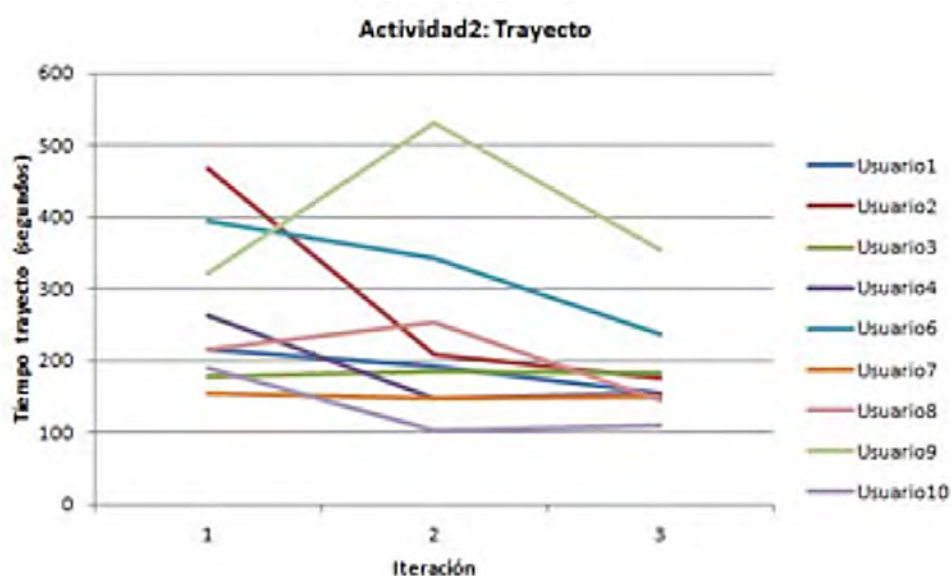


Imagen 6: Tiempos actividad 2, subactividad Trayecto.

La actividad 2 consiste en desplazarse desde el Hall a la Cafetería. Mediante dicha actividad se realizan las siguientes acciones: Navegación dentro de la aplicación, selección de

edificio, selección de ruta, navegación en el edificio a través de la ruta A1.

En todos los casos, salvo en los usuarios 8 y 9, se produce este aprendizaje. La razón por la que no se visualiza este aprendizaje en estos dos usuarios es porque se realizó la prueba en condiciones que podríamos llamar adversas, ya que se realizaron el 31 de julio de 2014 por la tarde, víspera de comienzo oficial de vacaciones estivales, con lo que se produjo un cambio en las potencias emitidas por los puntos de acceso, pudiendo realizarse la actividad pero con unos retardos importantes. En los demás se aprecia un aprendizaje claro sobre todo entre la iteración 1 y la 2.

Por otro lado vamos a mostrar la actividad 3, subactividad Elección de destino.

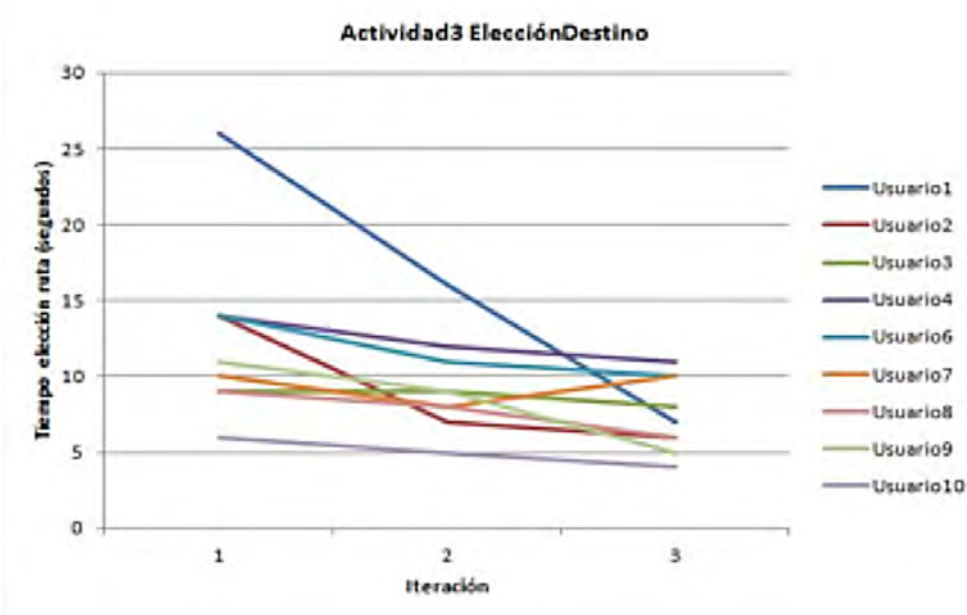


Imagen 7: Tiempos actividad 3, subactividad Elección destino.

La actividad 3 consiste en desplazarse desde la Cafetería a la Secretaría del centro. En la subtarea Elección de destino se realizan las siguientes acciones: Navegación dentro de la aplicación, selección de edificio, selección de ruta

En este caso se observa que sí que tiene lugar el aprendizaje en la tarea, si bien se observa una ligera desviación en el usuario 7 sin causa a destacar.

5. Conclusiones

Se ha desarrollado el Sistema "ISMO: IndoorS Mobile Orientation", que proporciona información sobre dónde se encuentra el usuario, su ubicación, permite la elección de un destino e indica la ruta que debe seguirse hasta llegar al destino prefijado.

Se utiliza la tecnología Wi-Fi de amplia implantación y ha sido reforzada con un sistema de Beacons que usan tecnología Bluetooth.

El sistema se basa en el proceso de Fingerprinting, que se basa en la medida de las potencias de las señales recibidas provenientes de diferentes puntos de acceso, cada uno identificado, en un punto determinado de un área de interés acotada, y aplicar a esas señales el algoritmo k-ésimo más cercano, que permite determinar la posición del usuario.

Una vez decidido el sistema, se ha realizado una aplicación móvil en entorno Android y se han realizado pruebas sobre usuarios finales.

En cuanto a líneas de futuro planteadas: Realizar la aplicación para dispositivos basados en otros sistemas operativos, comenzando por iOS.

Se ha visto que las redes Wi-Fi actuales plantean algunos problemas en el diseño: falta de conformidad en cuanto al número de canales que utilizan; saltos de frecuencia aleato-

rios en las distintas redes; distancia entre puntos de acceso; altura de los mismos; distancia entre Beacons y puntos de acceso. En cuanto al edificio, deberían estar normalizados los espacios de uso de mobiliario, paneles docentes...para evitar actúen como obstáculo.

Por ello se deberían crear una serie de normas a tener en cuenta en la construcción de espacios de concurrencia pública, para evitar que el mobiliario y los paneles publicitarios o docentes pudieran actuar como pantallas de la señal Wi-Fi o de los Beacons, lo que minimizaría la aparición de obstáculos que puedan actuar como pantallas en la propagación de la señal así como de limitaciones en el deambular de los usuarios.)

Posibilidad de selección de rutas alternativas en función de las necesidades de los usuarios.

Para los usuarios con poca o nula visibilidad, si bien sería más adecuado un sistema mediante identificadores de radio frecuencia, RFID, como los diseñados en la mayor parte de sistemas implementados actualmente para este tipo de usuarios debido a su elevada precisión, esta tecnología adolece de la necesidad de adquirir dispositivos adecuados para captar señales. Así como del costo elevado de los sensores RFID en comparación con los Bluetooth.

6. Referencias

- [1] A. Carroll y G Heiser, "An analysis of power consumption in a smartphone". Paper presented at the USENIX Annual Technical Conference, Boston, MA, USA, 2010, pp. 271-285.
- [2] D. Dai, T. Walter, P. Enge, y J.D. Powell, "Interoperation of distributed SBASS: Theory, experience and future perspectives", Paper presented at the Proceedings of the 11th International Technical Meeting of the Satellite Division of

- the Institute of Navigation, Nashville, TE, USA 1998, pp. 1355-1364.
- [3] J.H. Choo, S.N. Cheong, y Y.L. Lee, "Design and development of NFC smartphone indoor interactive navigation system". World Applied Sciences Journal, 29(6), 2014, pp. 738-742.
 - [4] S. Chumkamon, P. Tuvaphanthaphiphat, y P. Keeratiwintakorn, "A blind navigation system using RFID for indoor environments". Paper presented at the Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology, 2008. ECTI-CON 2008. 5th International Conference On, 2, Krabi, Thailand, 2008, pp.765-768.
 - [5] F. Alizadeh-Shabdiz, y K. Pahlavan, "Estimation of Position using WLAN Access Point Radio Propagation Characteristics in a WLAN Positioning System", U.S. Patent No. 7,515,578. 7 Apr. 2009.
 - [6] J. del Prado Pavon, y S. Choi, "Link adaptation strategy for IEEE 802.11 WLAN via received signal strength measurement". Paper presented at the Communications, 2003. ICC'03. IEEE International Conference On, Anchorage, Alaska, USA, 2003, pp.1108-1113.
 - [7] B. P Crow., I. Widjaja, J.G. Kim, & P.T. Sakai, "IEEE 802.11 wireless local area networks", Communications Magazine, IEEE, 35(9), 1997, pp 116-126..
 - [8] A.J. Brimicombe, "GIS: Where are the frontiers now?" Proceedings for GIS 2002, Bahrain, 2002, pp. 33-45.
 - [9] LAN/MAN Standards Committee. "Part 15.4: Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for low-rate wireless personal area networks (LR-WPANs)". IEEE Computer Society, 2003
 - [10] Infrared Data Association. "Point and shoot profile. Version, 1, 1-34", 2000
 - [11] Alliance, Z, "IEEE 802.15. 4, ZigBee standard", On [Http://www.Zigbee.org](http://www.Zigbee.org), 2009.

- [12] C.L. Bowen III, T.K. Buennemeyer, I. Burbey, y V. Joshi, "Using wireless networks to assist navigation for individuals with disabilities". Paper presented at the California State University, Northridge Center on Disabilities' 21st Annual International Technology and Persons with Disabilities Conference, Los Angeles, CA, USA, 2006.
- [13] D. KÖLSCH, "The place lab project". Paper presented at the Mobile Business Seminar, 2006.
- [14] Y. Chang, Y. Chu, C. Chen, y T. Wang, "Mobile computing for indoor wayfinding based on bluetooth sensors for individuals with cognitive impairments". Paper presented at the Wireless Pervasive Computing, 2008. ISWPC 2008. 3rd International Symposium On, Santorini, Greek, 2008, pp. 623-627.
- [15] Y. Chang, y T. Wang, "Comparing picture and video prompting in autonomous indoor wayfinding for individuals with cognitive impairments", *Personal and Ubiquitous Computing*, 14(8), 2010, pp. 737-747.
- [16] A. Ganz, S.R. Gandhi, J. Schafer, T. Singh, E. Puleo, G. Mullett, y C. Wilson, "PERCEPT: Indoor navigation for the blind and visually impaired". Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society. EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, 2011, Boston, MA, USA, 2011, pp.856-859.
- [17] R. Ivanov, "Indoor navigation system for visually impaired". Paper presented at the Proceedings of the 11th International Conference on Computer Systems and Technologies and Workshop for PhD Students in Computing on International Conference on Computer Systems and Technologies, 2010, Sofia, Bulgaria, pp.143-149.
- [18] S. Alghamdi, R. Van Schyndel, y A. Alahmadi, "Indoor navigational aid using active RFID and QR-code for sighted and blind people", Paper presented at the Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing,

- 2013 IEEE Eighth International Conference On, Melbourne, Australia, 2013, pp. 18-22.
- [19] B. Magableh, y S. Barrett, "Self-adaptive application for indoor wayfinding for individuals with cognitive impairments", Paper presented at the Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2011 24th International Symposium On, Rome, Italy, pp. 1-6.
- [20] IEEE Computer Society "LAN MAN Standards Committee. (1997). Wireless LAN medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications", IEEE, 1997.
- [21] B.P. Crow, I. Widjaja, J.G. Kim y P.T. Sakai, "IEEE 802.11 wireless local area networks", Communications Magazine, IEEE, 35(9), 1997, pp.116-126.
- [22] P. Afflerbach, *Verbal reports and protocol analysis*. Handbook of Reading Research, 3, Chapter 12, 2000, pp.163-179.
- [23] K. Ericsson y H.A. Simon, *Protocol analysis (revised edition)*. Overview of Methodology of Protocol Analysis. Cambridge, Massachusetts, The MIT Press, 1993.
- [24] R.J. Shavelson, N.M. Webb y L. Burstein, *Measurement of teaching*. Handbook of Research on Teaching, 3, 1986, pp. 50-91.
- [25] J. Nielsen, *Usability engineering*, Academic Press, Boston, 1994.
- [26] I. ISO, y T. IEC, "9126-4: Software engineering-product quality-part 4: Quality in use metrics", International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2004.
- [27] E. DIN, "9241-11. ergonomic requirements for office work with visual display terminals (VDTs)-Part 11: Guidance on usability", International Organization for Standardization, 1998.
- [28] F. Alcantud, *Diseño de escenarios educativos para courseware. Teleformación: Diseño Para Todos*, Valencia, Servei De Publicacions Universitat De València, 1998.

- [29] F. Alcantud, J. Coret, E. Jimenez, S. Marquez, F. Moreno, y J. Perez, "Usability remote evaluation: METBA system", Paper presented at the Interactive Collaborative Learning (ICL), 2012 15th International Conference On, Villach, 1-8.



WORKSHOP

Interacción Persona- Computador

Diseño, Desarrollo y Evaluación de un Navegador Web basado en Potenciales P300 mediante Brain-Computer Interface Orientado a Personas con Grave Discapacidad

Víctor Martínez-Cagigal, Rebeca Corralejo, Javier Gómez-Pilar, Daniel Álvarez y Roberto Hornero¹

Resumen: *En este estudio se presenta el desarrollo de un navegador web mediante Brain-Computer Interface (BCI) orientado a personas con grave discapacidad. El control de la aplicación lo gobiernan los potenciales evocados P300 generados por el usuario a través de un paradigma oddball visual. Los navegadores web BCI desarrollados con anterioridad son aplicaciones síncronas, donde es necesario introducir un tiempo de lectura para evitar la selección continua de comandos. El navegador desarrollado trata de superar esta limitación implementando un umbral que automáticamente discrimina entre el deseo de seleccionar un comando o visualizar una web. La aplicación se divide en tres bloques: adquisición de la señal, que se encarga de registrar y pre-procesar el electroencefalograma (EEG); la etapa de procesamiento EEG, que analiza la señal a tiempo-real y genera los estímulos visuales; y la etapa de navegación web, que se encarga de recibir los comandos seleccionados y de traducirlos en funcionalidades del navegador Google Chrome. La aplicación se evaluó con 5 usuarios sanos y 16 enfermos de esclerosis múltiple (EM). Se obtuvieron precisiones en torno al 96.70% para los usuarios sanos y del 88.18% para los pacientes de EM. Los*

1 Grupo de Ingeniería Biomédica, E.T.S.I. de Telecomunicación, Universidad de Valladolid, Paseo Belén 15, 47011, Valladolid, España. C.e.: vicmarcag@gmail.com, rebeca.corralejo@gib.tel.uva.es, javier.gomez@gib.tel.uva.es, dalvgon@ribera.tel.uva.es, robhor@tel.uva.es.

resultados sugieren que la aplicación podría ser adecuada para el uso de personas con grave discapacidad.

Abstract: *The present study focuses on implementing a P300-based and disability-oriented Brain-Computer Interface (BCI) for controlling an Internet browser. P300 evoked potentials are generated by the user according to the visual oddball paradigm. Previous attempts were synchronous applications, so it was necessary to introduce a reading time in order to avoid a continuous command selection. This web browser tries to overcome this limitation by implementing a threshold which automatically discriminates between user's intentions: command selection or web reading. The application is composed of three blocks: signal acquisition, which registers and pre-processes the electroencephalogram (EEG); EEG processing stage, which analyzes the signal at real-time and generates the visual stimulus; and web browsing stage, which receives the selected commands and traduces them into Google Chrome functionalities. This web browser was evaluated by 5 healthy volunteers and 16 individuals with multiple sclerosis (MS). Healthy participants achieved an average accuracy of 96.70% and EM participants over 88.18%. Results suggest that BCI browser could be suitable for the disabled people usage.*

1. Introducción

Las interfaces cerebro-ordenador (*Brain-Computer Interface*, BCI) permiten mejorar la calidad de vida de personas con discapacidades severas causadas por enfermedades neurodegenerativas, traumatismos cerebrales, síndrome de Guillain-Barré, trastornos musculares degenerativos y otras enfermedades que afectan a los nervios periféricos [1, 2]. Para ello, establecen un sistema de comunicación entre el cerebro

y el entorno, traduciendo las intenciones del usuario en comandos de control de un dispositivo [3]. Comúnmente, se monitoriza la actividad eléctrica del cerebro mediante la señal de electroencefalografía (EEG) a través de una serie de electrodos colocados, de manera no invasiva, sobre la superficie del cuero cabelludo. Este sistema de registro es portátil, de fácil uso y bajo coste, que lo convierte en un método adecuado para registrar la actividad cerebral [3].

La esclerosis múltiple (EM) se considera la enfermedad autoinmune más común que afecta al sistema nervioso central [4]. Veinte años tras la aparición de los primeros síntomas, el 60% de los enfermos pierden movilidad [4]. La mayor parte de ellos poseen una esperanza de vida en torno a la media, y solamente en casos extremos es terminal [4]. La EM produce inflamaciones en las vainas de mielina de las neuronas del cerebro y la médula espinal [5]. Como resultado, dichas neuronas pierden parcial o totalmente su capacidad de comunicación, resultando en un amplio rango de síntomas, dentro de los cuales se incluyen problemas motores, déficits cognitivos y, en ocasiones, problemas psiquiátricos [5].

Como consecuencia del gran avance de las telecomunicaciones durante las últimas décadas, Internet ha impactado enormemente en la vida diaria, hasta el punto de convertirse en un medio global de comunicación cotidiano. A raíz de este fenómeno, parece adecuado proveer un acceso cómodo a Internet para las personas con grave discapacidad, aumentando así su capacidad de autonomía, y por ende, su calidad de vida.

Existen varios estudios que han desarrollado con anterioridad navegadores web controlados mediante BCI. Las primeras aproximaciones utilizaban potenciales corticales lentos (*Slow Cortical Potentials*, SCPs) como señales de control [6, 7]. No obstante, la selección de hipervínculos era binaria, resultando una navegación lenta. Por tanto, requerían una

continua supervisión para establecer los tiempos de lectura y selección de comandos por parte del usuario, lo que suponía una aplicación rígida y dependiente. Además, los SCPs son señales endógenas, y necesitan entrenamiento por parte del usuario para ser generadas correctamente. En estudios posteriores, se sustituyeron los SCPs por potenciales P300 [8, 9]. De esta manera, se eliminó la necesidad de supervisión. Sin embargo, era necesaria la implementación de un tiempo de lectura entre las selecciones de los comandos, durante el cual el usuario no podía navegar libremente.

El objetivo principal en este estudio es salvar las limitaciones de las aproximaciones anteriores con el objetivo de proveer una herramienta de navegación rápida, intuitiva y autónoma mediante un sistema BCI orientada a personas con grave discapacidad.

2. Población de estudio

La evaluación de la aplicación se realizó por parte de 5 usuarios de control (edad media de 26 ± 5.39 años) y 16 usuarios con EM (edad media de 42.06 ± 7.47 años). Los participantes del estudio fueron reclutados a través del Centro de Referencia Estatal Discapacidad y Dependencia (CRE-DyD) de San Andrés del Rabanedo, León (España). Cada uno de los participantes fue informado y preguntado sobre su participación en el estudio, dando su consentimiento para formar parte del mismo. Las Tablas 1 y 2 muestran las características sociodemográficas y clínicas de todos los usuarios participantes.

Usuario	Sexo	Edad	Años de estudio	Discapacidad motora	Capacidad cognitiva	Capacidad de atención sostenida
U01	M	30	19	Nula	Muy buena	Muy buena
U02	H	31	14	Nula	Buena	Muy buena
U03	H	43	13	Leve	Muy buena	Buena
U04	M	47	16	Moderada	Normal	Buena
U05	H	56	12	Moderada	Baja	Muy mala
U06	M	32	20	Nula	Normal	Regular
U07	H	35	9	Nula	Muy buena	Muy buena
U08	H	41	11	Nula	Buena	Buena
U09	M	49	13	Nula	Normal	Muy buena
U10	H	44	10	Leve	Normal	Mala
U11	M	41	17	Moderada	Normal	Buena
U12	H	43	10	Moderada	Muy buena	Regular
U13	H	44	15	Nula	Buena	Buena
U14	H	52	11	Moderada	Muy buena	Regular
U15	M	38	14	Nula	Normal	Buena
U16	H	47	12	Moderada	Normal	Regular

Tabla 1. Características demográficas y clínicas de los usuarios con esclerosis múltiple. M: mujer, H: hombre.

Usuario	Sexo	Edad
C01	H	21
C02	H	25
C03	H	21
C04	H	30
C05	H	33

Tabla 2. Características demográficas de los usuarios de control. H: hombre.

3. Aplicación desarrollada

La aplicación desarrollada se compone de tres bloques principales: adquisición de la señal, etapa de procesado EEG y la etapa de navegación web (Imagen 1).



Imagen 1. Estructura principal de la aplicación de navegación web desarrollada.

3.1. Adquisición de la señal

El primer bloque de la aplicación, o adquisición de la señal, se encarga de registrar y pre-procesar el EEG mediante un filtrado temporal y espacial.

Para ello, se utilizaron 8 electrodos activos colocados en las posiciones Fz, Cz, Pz, P3, P4, PO7, PO8 y Oz según la distribución del Sistema Internacional 10-20 [10]. Se utilizó como referencia un electrodo colocado en el lóbulo de la oreja derecha y como tierra el electrodo FPz. La señal EEG se registró con el amplificador g.USBamp (*Guger Technologies OG, Graz, Austria*), con una frecuencia de muestreo de 256 Hz y aplicando un filtrado *hardware* paso-banda entre 0.1-60 Hz y un filtro de ranura a 50 Hz para eliminar la interferencia de red. Se aplicó un filtrado espacial de referencia de media común (*Common Average Reference, CAR*) para reducir el difuminado espacial. Para la adquisición y procesado en tiempo

real de la señal de EEG se hizo uso de la plataforma de propósito general BCI2000 [11, 12].

3.2. Etapa de procesamiento de la señal EEG

El segundo bloque de la aplicación, la etapa de procesamiento EEG, implementado en lenguaje C++, se encarga de procesar la señal mediante el uso de la plataforma BCI2000. Para ello, extrae las características más relevantes de los potenciales evocados P300 a través del paradigma *odd-ball*, consistente en presentar un estímulo deseado de forma infrecuente camuflado entre estímulos frecuentes no deseados [13]. Cuanto menor sea la probabilidad de aparición del estímulo deseado, mayor será la amplitud del P300 generado [3, 13]. En este caso, el estímulo es visual. La aplicación muestra el navegador web Google Chrome a la izquierda de la pantalla y una matriz de comandos a la derecha de la misma. Debido al gran número de comandos necesarios para controlar el navegador web satisfactoriamente, la aplicación se compone de dos matrices distintas cuya presentación se alterna a voluntad del usuario a través de "MTX", un comando que funciona como conmutador entre ambas. Estas matrices se encargan de presentar al usuario los comandos que puede seleccionar a través del paradigma *odd-ball*. Sus filas y columnas se iluminan de manera aleatoria de forma que aparece un potencial evocado cada vez que el comando a seleccionar se ilumina. Las matrices atienden a funcionalidades completamente distintas. En la Imagen 2 se muestran los comandos que contienen cada una de ellas. La matriz de navegación es la predeterminada, de tamaño 5×3. El pequeño tamaño de esta matriz provoca que la navegación a través de las distintas páginas web sea rápida debido a que se necesita un menor número de iluminaciones para seleccionar cada comando deseado. Por esta razón se omiten la mayor parte de los caracteres alfa-

numéricos habituales, más útiles para la redacción que para la navegación web. En esta matriz se incluyen únicamente los comandos que afectan a la navegación web, como *scrolls*, retroceso y avance de página, actualización de la web, etc. En cambio, la matriz de teclado (Imagen 2), de tamaño 9×5, está destinada a redactar texto o rellenar formularios. Cuenta con la mayor parte de caracteres alfanuméricos y con los símbolos más utilizados en la jerga de Internet.

Para determinar cuál es el comando que desea seleccionar

el usuario es necesario extraer ciertas características relevantes de la señal, con el fin de detectar los potenciales P300, y clasificarlas en estímulos atendidos o ignorados.

En la extracción de características se emplea un submuestreo de la señal EEG en crudo, que se introduce como entrada en la clasificación. Para ello, se utiliza como referencia el instante temporal en el cual se genera cada uno de los estímulos visuales y se al-

macenan hasta los 800ms posteriores (suficiente teniendo en cuenta que el potencial P300 suele encontrarse en torno a los 300ms después de la generación del estímulo). Posteriormente, se segmenta la ventana y se establece cada muestra como el promedio de las incluidas en cada segmento. En este caso, se ha utilizado una frecuencia de submuestreo de 20 Hz, por tanto, se obtienen 16 muestras por cada iluminación [12].

TAG	MTX		A	B	C	D	E
			F	G	H	I	J
			K	L	M	N	O
0	1	2	P	Q	R	S	T
3	4	5	U	V	W	X	Y
			Z	0	1	2	3
			4	5	6	7	8
			9	-	.		SPACE
			@		-	,	MTX

Imagen 2. Matrices de la aplicación: matriz de navegación (izquierda) y matriz de teclado (derecha).

La clasificación de características, o algoritmo de traducción, utiliza un clasificador lineal. Para entrenar los pesos de dicho clasificador se emplea un análisis discriminante lineal paso-a-paso (*Step-Wise Linear Discriminant Analysis*, SWLDA). Este método efectúa una reducción de dimensionalidad del conjunto de características, tratando de seleccionar las más relevantes, para incluirlas posteriormente en un modelo de regresión múltiple. Para tareas de clasificación binaria, este modelo es equivalente a una regresión por mínimos cuadrados [14]. Emplea dos técnicas de regresión paso-a-paso conjuntamente: el análisis hacia delante y el análisis hacia atrás. SWLDA decide si incluir una característica en el modelo por medio de un proceso iterativo, seleccionando las características más relevantes y eliminando las redundantes en términos de diferencias significativas estadísticas asociadas con el test F de Fisher [15]. Para empezar, parte de un conjunto vacío y realiza un análisis paso-a-paso hacia delante, es decir, evalúa la significación de cada una de las características e introduce solamente las más significativas de acuerdo a un criterio de entrada (aquellas cuyo *p-valor* sea inferior a una constante). Cada vez que se añade una nueva característica al conjunto de datos, se realiza un análisis paso-a-paso hacia atrás. Para ello, se calcula el test para cada una de las características del conjunto y se evalúan de acuerdo a un criterio de salida (aquellas cuyo *p-valor* sea superior a una constante). Las características que lo cumplan son descartadas. El procedimiento se repite constantemente hasta que el conjunto de datos alcance el número máximo de características o hasta que no existan más características que cumplan los criterios descritos [15]. Para finalizar, se realiza la regresión por mínimos cuadrados y determina el comando que ha seleccionado el usuario.

En este caso, se ha empleado un criterio de entrada de α y un criterio de salida de β , comúnmente aplicados en estudios

BCI que involucran potenciales evocados P300 [12, 14, 16, 17]. Además, se ha restringido el conjunto de datos hasta un máximo de 60 características [14, 16, 17].

Puesto que la matriz que se encuentre en primer plano debe iluminarse constantemente, atendiendo a un paradigma síncrono, es posible que se seleccionen comandos no deseados cuando el usuario se encuentra leyendo el contenido de una página web. Para evitarlo, se ha desarrollado un umbral, que se calcula durante las sesiones iniciales de calibración de la aplicación. El umbral determina si la intensidad del potencial P300 es lo suficientemente elevada como para considerar que es una auténtica selección, o por el contrario, si es lo suficientemente pequeña como para considerar que el usuario está atendiendo a la página web y no a la matriz de comandos. El umbral convierte a la aplicación en un navegador asíncrono, eliminando los tiempos de lectura de [8, 9]. Además, la aplicación puede pausarse en cualquier momento, útil cuando es necesario explicar su funcionamiento mientras el usuario está utilizándola. Una vez determinado cuál es el comando seleccionado, se transmite al siguiente bloque de la aplicación una pulsación de teclado que lo identifica.

3.3. Etapa de navegación web

El tercer bloque de la aplicación, la etapa de navegación web, se encarga de procesar las pulsaciones de teclado recibidas por el bloque anterior y traducirlas en comandos del navegador Google Chrome. Para ello, se instala como una extensión del navegador, programada en lenguaje JavaScript, que interpreta dichas pulsaciones y actúa en consecuencia, ofreciendo realimentación al usuario. La función más relevante es la de etiquetar todos los hipervínculos y formularios (nodos) existentes en la página web que se está visualizando con uno

o varios caracteres numéricos. El usuario es capaz de seleccionar cada nodo introduciendo esos caracteres. El etiquetado de nodos se activa o desactiva seleccionando el comando "TAG", presente en la matriz de navegación. Para facilitar la fluidez de la aplicación, el número de caracteres que se utilizan para etiquetar los nodos depende de la página que se esté visualizando. Es decir, en primer lugar, la aplicación calcula el número total de nodos de la web y los codifica con un número de caracteres que permita etiquetarlos a todos utilizando únicamente los números 0, 1, 2, 3, 4 y 5 (presentes en la matriz de navegación).

Una vez codificados y etiquetados todos los nodos, se inicia un *buffer* en la parte superior izquierda del navegador que muestra los caracteres introducidos por el usuario, ofreciéndole una realimentación a tiempo real, independientemente de la matriz que se encuentre en primer plano en ese momento. Además, cuando el usuario haya introducido algún número, la aplicación indica cuáles son las selecciones en potencia (nodos cuya codificación empiece con los números introducidos) cambiando el color de su etiqueta a color verde. Para aumentar la rapidez de las selecciones, la aplicación simula la introducción de un "ENTER" cuando el usuario ha introducido el número necesario de caracteres para seleccionar un nodo concreto. También se permite la eliminación del carácter introducido por última vez, útil si el usuario ha errado al seleccionar un comando.

4. Procedimiento de evaluación

A lo largo de las pruebas de evaluación, todos los usuarios estuvieron sentados en una silla cómoda o en su propia silla de ruedas, enfrente de una pantalla panorámica, tal y como se puede observar en la Imagen 3. Cada usuario realizó tres

sesiones: dos sesiones de calibración (Cal-I y Cal-II) y una de evaluación (Eval).

La primera sesión, Cal-I, se dividió en dos partes: entrenamiento del clasificador y entrenamiento del umbral. Para llevar a cabo el entrenamiento del clasificador, se utilizaron 4 rondas de 6 intentos cada una (palabras de 6 letras), con 15 secuencias. Es decir, cada fila y cada columna se iluminaron 15 veces, resultando en 30 iluminaciones del carácter deseado. Para mantener la atención en los estímulos visuales, se recomendó a los usuarios contar cuántas veces se iluminaba el carácter a seleccionar. Se utilizó la matriz de teclado por su gran tamaño. Un clasificador aceptable entrenado con dicha matriz a priori también funcionará correctamente para una matriz más sencilla, como la matriz de navegación, debido a que un mayor número de comandos implica que las celdas sean más pequeñas y estén más juntas. Esto causa una mayor influencia de las iluminaciones de filas y columnas contiguas al comando a seleccionar, provocando potenciales P300 residuales en el EEG del usuario. A partir de los datos obtenidos en esta primera etapa se elaboró un clasificador personalizado para cada usuario mediante SWLDA (los pesos del mismo difieren entre usuarios) y se fijó el número de secuencias óptimo. Cuanto menor sea ese número, menos iluminaciones son necesarias para llevar a cabo una selección y, por tanto, cada selección se realiza más rápido. No obstante, para poder reducir el número de selecciones es necesario que la precisión obtenida para el usuario en cuestión sea alta, puesto que a menor cantidad de información existe mayor probabilidad de error en la toma de decisión del clasificador. En la segunda parte de la sesión se llevó a cabo el entrenamiento del umbral. Para ello, se utilizaron 8 rondas de 6 intentos cada una, con el clasificador personalizado y el número de secuencias óptimo para cada usuario. Esta vez se utilizó la matriz de navegación, para aumentar la fluidez de la sesión.

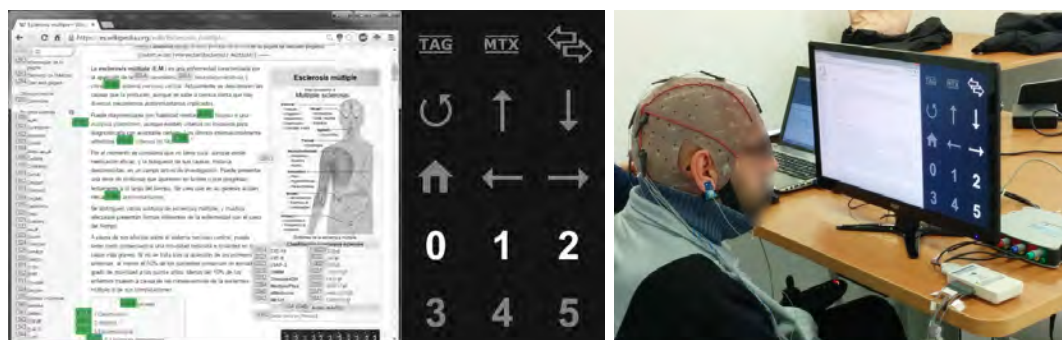


Imagen 3. A la izquierda se muestra la interfaz gráfica de la aplicación desarrollada, con la matriz de selección en la parte derecha de la pantalla y la etapa de navegación web a la izquierda. En la derecha se muestra un usuario de esclerosis múltiple consultando información en Wikipedia mientras se ilumina la tercera columna de la matriz de navegación.

Como el número de secuencias obtenido para los usuarios de control era muy pequeño, se decidió mantenerlo en 10, con el fin de asegurar un buen entrenamiento del umbral de decisión al obtener un número mayor de muestras de entrenamiento. El objetivo de la evaluación por parte de este tipo de sujetos era el de testear la aplicación antes de evaluarse con usuarios EM, y así poder corregir errores o implementar nuevas funcionalidades. La mitad de las rondas se realizaron de modo normal, es decir, el usuario tuvo que atender a los estímulos y tratar de seleccionar la serie de comandos que se le ordenaban. Para la otra mitad de las rondas, se ordenó a los usuarios atender al contenido de la página web, en vez de a la presentación de los estímulos.

La segunda sesión, Cal-II, consistió en una segunda etapa de entrenamiento del umbral, exactamente igual a la realizada en Cal-I. La razón radica en que la amplitud y latencia de los potenciales P300 puede variar entre sesiones, debido a la colocación del gorro, la atención, predisposición, consumo de fármacos, etcétera [13]. La información obtenida en el entrenamiento del umbral permite conocer la diferencia de inten-

sidad de los potenciales P300 cuando se atiende o se ignora a un estímulo y, en consecuencia, establecer un umbral para distinguir automáticamente estímulos atendidos de ignorados. Es decir, determinar cuándo el usuario desea seleccionar un comando o, por el contrario, cuándo desea atender a la página web. Para determinarlo se promedian las respuestas obtenidas para cada clase de estímulo (atendido e ignorado) de cada sesión y se representan en una curva *Receiver Operating Characteristic* (ROC). El umbral se calcula como el promedio de los dos umbrales óptimos de cada curva, siendo éstos aquellos que maximicen el par sensibilidad-especificidad.

La tercera sesión, Eval, consistió en realizar dos tareas de evaluación:

- Desplazamiento por la web, selección de un hipervínculo dentro de Wikipedia y vuelta a la página anterior.
- Lectura de una página web ignorando los estímulos, desplazamiento hacia abajo y lectura del texto restante. Mínimo 4 selecciones.

La primera tarea simula la navegación habitual dentro de una página web genérica, cuyo fin es asegurar el buen funcionamiento del clasificador y las matrices de selección. La segunda tarea se planificó con el fin de evaluar la calidad del umbral específico de cada usuario. Por esta razón requiere tanto ignorar como atender a los estímulos, según se desee leer la web o seleccionar el comando que avanza la página.

Tras finalizar esta sesión, los usuarios completaron un cuestionario de satisfacción en el que evaluaron diferentes aspectos del navegador web BCI desarrollado. Entre ellos se encontraban la interfaz, la velocidad de la aplicación, la motivación de los usuarios, sus expectativas, su experiencia previa con navegadores web, la dificultad para seleccionar comandos, la duración de las sesiones, etcétera.

En los casos en los que durante Cal-I el usuario no alcanzó un nivel de precisión del clasificador del 70%, se repitieron de nuevo las rondas correspondientes al proceso de entrenamiento del clasificador en la sesión Cal-II. Si tras la realización de las dos sesiones de calibración no fue posible obtener un clasificador fiable para el usuario en cuestión, se descartó el usuario para las sesiones de evaluación.

5. Resultados

En la Tabla 3 se presentan los resultados obtenidos para cada usuario durante las dos sesiones de calibración. Se incluye la precisión obtenida para cada una de ellas, definida como el porcentaje de selecciones correctas en modo atendido sobre el total de selecciones realizadas, una vez entrenado el clasificador. También se incluye el número de secuencias óptimo para cada usuario.

		Precisión Cal-I	Precisión Cal-II	Número secuencias
Usuarios con EM	U01	87,50%	79,17%	10
	U02	91,67%	87,50%	6
	U03	<70%	75,00%	15
	U04	79,17%	95,83%	13
	U05	<70%	<70%	15
	U06	83,33%	66,67%	15
	U07	83,33%	91,67%	7
	U08	83,33%	70,83%	6
	U09	75,00%	97,22%	10
	U10	91,67%	85,42%	13
	U11	<70%	<70%	-
	U12	91,67%	61,11%	9
	U13	100,00%	66,67%	5

		Precisión Cal-I	Precisión Cal-II	Número secuencias
	U14	91,67%	86,11%	10
	U15	91,67%	80,56%	6
	U16	<70%	<70%	15
UC	C01	100%	100%	10
	C02	100%	100%	10
	C03	100%	100%	10
	C04	100%	100%	10
	C05	100%	100%	10

Tabla 3. Resultados obtenidos durante las sesiones de calibración. EM: Esclerosis Múltiple. UC: Usuarios de Control

Los resultados de la sesión de evaluación se muestran en la Tabla 4 para los usuarios EM y de control, respectivamente, donde se indica la precisión del umbral, definida como el porcentaje de aciertos del umbral a la hora de determinar si el usuario atiende o ignora la matriz; y la precisión general, o el porcentaje de selecciones correctas sobre el total de las mismas (las selecciones que nosuperan el umbral no se consideran como erróneas, puesto que la aplicación no ejecuta el comando). Además, se incluyen las columnas "FIN", que determina si el usuario pudo completar la tarea propuesta; "ERR", número de selecciones para las que se produjo un error de clasificación; "FPU", número de selecciones para las que el umbral determinó que el usuario ignoraba la matriz cuando estaba atendiendo; "EXT", número de selecciones necesarias a mayores para que el usuario completase la tarea propuesta; y "TIE", tiempo empleado por cada usuario para cada tarea.

Precisión			Wikipedia				Lectura						
	Umbral	General	FIN	ERR	FPU	EXT	TIE	FIN	ERR	FPU	EXT	TIE	
Usuarios EM	U01	90,00%	94,12%	Sí	1	5	5	6:05	Sí	0	0	0	1:45
	U02	100,00%	100,00%	Sí	0	4	4	4:02	Sí	0	0	0	2:48
	U03	100,00%	100,00%	No	0	5	-	-	Sí	0	0	0	2:39
	U04	87,50%	100,00%	Sí	0	0	0	3:50	Sí	0	0	0	1:53
	U06	87,50%	81,25%	Sí	2	0	1	5:42	Sí	1	0	1	4:30
	U07	60,00%	94,74%	No	0	4	-	-	Sí	0	0	0	1:29
	U08	90,00%	78,94%	Sí	3	0	2	3:22	Sí	1	0	1	2:08
	U09	60,00%	87,50%	No	2	5	-	-	No	1	0	-	-
	U10	100,00%	80,00%	No	4	2	-	-	No	1	0	-	-
	U12	90,00%	76,19%	No	4	0	-	-	No	0	2	-	-
	U13	90,00%	94,12%	Sí	1	4	4	5:24	Sí	0	0	0	1:54
	U14	80,00%	78,26%	No	2	5	-	-	Sí	0	0	0	1:56
	U15	90,00%	81,25%	No	2	4	-	-	No	1	0	-	-
UC	C01	100,00%	92,98%	Sí	0	1	1	4:10	Sí	0	0	0	1:48
	C02	100,00%	100,00%	Sí	0	0	0	3:50	Sí	0	0	0	1:40
	C03	100,00%	97,92%	Sí	1	0	0	3:43	Sí	0	0	0	1:43
	C04	100,00%	100,00%	Sí	0	0	1	4:07	Sí	0	0	0	1:55
	C05	100,00%	92,59%	Sí	0	0	0	3:39	Sí	0	0	0	1:41

Tabla 4. Resultados obtenidos durante la sesión de evaluación para los usuarios con esclerosis múltiple.

EM: Esclerosis Múltiple. UC: Usuarios de Control. FIN: Indica si el usuario pudo completar la tarea propuesta. ERR: Número de errores de clasificación. FPU: Número de selecciones para las que el umbral determinó que el usuario no estaba atendiendo a la matriz cuando sí que lo estaba haciendo. EXT: Número de selecciones extra necesarias para completar la tarea. TIE: Tiempo empleado para terminar la tarea propuesta (un guion indica la imposibilidad de calcular las selecciones extra o el tiempo cuando el usuario en cuestión no pudo terminar la tarea).

6. Discusión

De los 16 usuarios con EM que participaron en la evaluación, 13 superaron con éxito las dos sesiones de calibración. Para los 3 usuarios restantes (U05, U11, U16) no fue posible elaborar un clasificador fiable, que permitiera determinar con al menos 70% de precisión cuál es el comando que desea seleccionar el usuario. Esto puede deberse a que los usuarios presentaban una respuesta P300 muy atenuada y/o con una latencia muy variable, e incluso a que no fueran capaces de realizar la tarea correctamente manteniendo la atención (contar cuántas veces se ilumina el comando deseado). No es de extrañar para el caso del usuario U05, puesto que su capacidad de atención cognitiva era muy baja. No obstante, los perfiles clínicos de U11 y U16 no muestran una razón obvia para este comportamiento. En la Imagen 4 se muestran los P300 obtenidos para el usuario U02, que obtuvo buenos

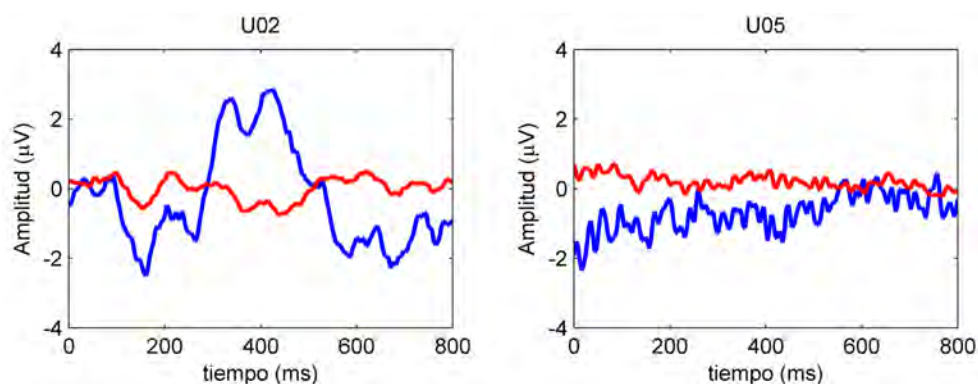


Imagen 4. Potenciales evocados P300 captados en el electrodo Pz para dos usuarios con esclerosis múltiple durante las sesiones de calibración. En azul se muestra la respuesta atendida y en rojo la ignorada. A la izquierda aparece la respuesta del usuario U02, que superó correctamente las sesiones de calibración; mientras que a la derecha aparece la respuesta del usuario U05, que fue descartado de la evaluación por no obtener un mínimo de 70% de precisión en la calibración.

resultados, y el usuarios U05, que no pudo alcanzó un 70% de precisión, a modo de comparación.

Nótese que todos los usuarios de control consiguieron precisiones del 100% en las dos sesiones de calibración, indicando un comportamiento inmejorable del clasificador, el cual muestra robustez entre sesiones.

El resto de usuarios procedieron a realizar la sesión de evaluación. Sin embargo, los resultados indican que no todos los usuarios EM fueron capaces de completar todas las tareas propuestas. Se observa también que, en general, los usuarios que obtuvieron mayor precisión en las sesiones de calibración, a los que se les asignó un número de secuencias menor, son los que presentan menor tasa de errores en la sesión de evaluación. Los resultados muestran, en conjunto, mayor precisión a la hora de monitorizar la atención del usuario (precisión del umbral) que a la hora de discernir los comandos que desean seleccionar los usuarios (precisión general). Aunque 3 de los usuarios EM (U02, U03 y U04) consiguieron precisiones muy altas, se observan otros 6 usuarios EM (aproximadamente la mitad) que no superaron precisiones del 80%, resultando en una precisión media del 88.18%. En cambio, todos los usuarios de control obtuvieron precisiones superiores al 90%, consiguiendo una media del 96.70%.

Estas diferencias tan radicales entre los usuarios de control y los usuarios EM sugieren que la razón radica en los síntomas de la enfermedad. Para todos los usuarios EM se ha observado un rendimiento del clasificador muy variable a lo largo de las diferentes sesiones realizadas. No obstante, los trabajos y estudios previos presentes en la literatura [1, 2, 13] sugieren que los sistemas BCI basados en P300 pueden ser controlados por personas con grave discapacidad, independientemente del grado de discapacidad que presenten. Aun así, la precisión obtenida es mayor que la indicada para la aproximación de Mugler et al. [8] en usuarios con esclero-

sis lateral amiotrófica (ELA). En cambio, el daño psicológico que se presenta normalmente en los usuarios EM no suele presentarse en los usuarios con ELA, puesto que en ésta última el daño neurológico se centra generalmente en las neuronas motoras. Por tanto, surge la necesidad de evaluar la aplicación con pacientes de ELA, más común en la literatura. Además, la precisión obtenida para los usuarios de control también es superior a la indicada en [6, 7, 8, 9], lo cual sugiere que la inclusión del umbral permite la conversión de una aplicación síncrona a una asíncrona de manera satisfactoria. En la Tabla 5 se muestra una comparativa entre estos estudios y el navegador web desarrollado, donde se indica el año de publicación, la señal de control utilizada y su clasificación según su origen, las distintas funcionalidades implementadas (método de selección de nodos, umbral y modo de lectura) y su procedimiento de evaluación (tipos de usuarios y precisiones obtenidas).

Debido a la variación entre el número de secuencias óptimo entre usuarios y entre el número de selecciones necesarias para terminar cada una de las tareas, el tiempo empleado varía según el usuario. No obstante, la media de tiempo empleado para terminar la primera tarea fue de 4:58 min para los usuarios EM y de 3:70 min para los usuarios de control; y la media de tiempo para terminar la segunda fue de 2:07 min para los usuarios EM y de 1:45 min para los usuarios de control.

Navegador Web	Año	Señal de control (1)	Tipo de señal (2)	Funcionalidades			Evaluación	
				Selección de nodos	Implementa Umbral	Modo de lectura	Usuarios (3)	Precisión
Karim et al [7]	2006	SCPs	ENDO	Binaria	No	Supervisión	1 ELA	-
Bensch et al [6]	2007	SCPs	ENDO	Binaria	No	Supervisión	4 ELA	-
							2 UC	-
Mugler et al [8]	2010	P300	EXO	Etiquetado	No	Sí	3 ELA	72.00%
							10 UC	90.00%
Blasco et al [9]	2012	P300	EXO	Cursor	No	No	7 UC	93.00%
Presente estudio	2015	P300	EXO	Etiquetado	Sí	No	16 EM	85.63%
							5 UC	96.70%

Tabla 5. Comparativa entre los navegadores web anteriores y el desarrollado en el presente estudio.

(1) SCPs: Potenciales corticales lentos. P300: Potenciales evocados P300. (2) ENDO: Señal endógena (requiere entrenamiento para controlarla). EXO: Señal exógena (no requiere entrenamiento, es una respuesta natural del cerebro). (3) ELA: Usuarios con esclerosis lateral amiotrófica. EM: Usuarios con esclerosis múltiple. UC: Usuarios de control.

En cuanto a la satisfacción de los usuarios medida por medio de los cuestionarios, se puede afirmar que los participantes se mostraron bastante satisfechos con la aplicación propuesta para navegar por Internet. No obstante, los participantes manifestaron estar ligeramente de acuerdo con que se encontraban satisfechos por finalizar las sesiones de evaluación. Esto indica que su participación en el estudio les suponía un esfuerzo que debe tenerse en cuenta a la hora de planificar y diseñar el contenido y duración de las sesiones. El aspecto peor valorado para los usuarios EM fue la velocidad de la aplicación. Sin embargo, este aspecto está directamente relacionado con la precisión del clasificador obtenida en las

sesiones de calibración. Un clasificador más robusto, ya sea porque utiliza métodos de entrenamiento más sofisticados o porque posee mayor muestras de entrenamiento, podría obtener mayor precisión y disminuir el número de secuencias necesarias para experimentar una navegación fluida. Esta valoración no se presenta en los usuarios de control, probablemente porque el número de errores cometidos fue muy pequeño al utilizar solamente 10 secuencias en cada selección. Finalmente, el aspecto mejor valorado fue la interfaz debida a su sencillez.

La alta variabilidad del clasificador obtenido para los usuarios EM provoca la necesidad de realizar futuros estudios que analicen en profundidad la respuesta P300 de tales pacientes y permitan determinar el comportamiento de dicha variabilidad. Los resultados de dicha investigación podrían ser una contribución importante para el desarrollo de navegadores web mediante BCI, debido a la poca información existente acerca de los pacientes que sufren EM. También parece necesario incrementar la robustez del clasificador inter-sesión, posiblemente utilizando técnicas de procesamiento más adecuadas, tanto en la extracción como en la selección de características. Otra línea futura de investigación sería mejorar el cálculo del umbral personalizado para cada usuario, ya sea de forma variable o mejorando el método de cálculo con distintos estadísticos [18, 19]. Además, podría implementarse el procedimiento de evaluación del confort, satisfacción o fatiga que detalla la norma ISO9241-9 para los cuestionarios; pudiendo proveer información relevante tratándose de este tipo de usuarios. Finalmente, sería interesante evaluar la aplicación con pacientes con ELA para determinar si existen diferencias significativas entre ambas poblaciones.

7. Conclusiones

Este estudio se ha centrado en diseñar, desarrollar y evaluar una aplicación BCI basada en potenciales P300 para navegar por Internet orientada al uso por parte de personas con grave discapacidad. La aplicación utiliza el sistema de propósito general BCI2000 para adquirir y procesar la señal, generando los estímulos visuales a través de dos matrices que atienden al paradigma *oddball*, programado en lenguaje C++. Los comandos seleccionados se traducen en pulsaciones de teclados que recibe una extensión JavaScript del navegador Google Chrome. La aplicación se ha evaluado por parte de 5 usuarios sanos y 16 pacientes de EM del centro CRE-DyD durante tres sesiones: dos de calibración y una de evaluación. Los resultados muestran una precisión muy alta para los usuarios de control, en torno al 96.70%. No obstante, los usuarios EM obtienen una precisión inferior, en torno al 88.18%. Tres de los usuarios EM fueron incapaces de obtener un clasificador fiable ($<70\%$) y no llegaron a la sesión de evaluación. Algunos usuarios fueron incapaces de completar las tareas propuestas, lo cual apunta a que el clasificador obtenido no era lo suficientemente robusto.

En conclusión, se determina que el navegador web desarrollado se comporta adecuadamente para los usuarios de control, resultando en una navegación fluida y libre. En comparación con estudios anteriores, la precisión del grupo de usuarios con esclerosis fue elevada. Además, la inclusión del umbral es conveniente para desarrollar navegadores web asíncronos, cuyo fin es el de aumentar la autonomía y la calidad de vida de los usuarios con grave discapacidad.

8. Agradecimientos

Este estudio ha sido financiado parcialmente por el Centro de Referencia Estatal Discapacidad y Dependencia del IMSERSO. También ha sido financiado parcialmente mediante el proyecto TEC2014-53196-R del Ministerio de Economía y Competitividad y FEDER. V. Martínez-Cagigal se encuentra financiado por una beca de investigación de la Fundación Villalar-Castilla y León.

9. Referencias

- [1] A. Kübler y N. Birbaumer, "Brain-computer interfaces and communication in paralysis: Extinction of goal directed thinking in paralysis?", *Clinical Neurophysiology*, vol. 19, no. 11, 2008, pp. 2658–66.
- [2] A. Kübler, F. Nijboer, y N. Birbaumer, "Brain-computer interfaces for communication and motor control—perspectives on clinical application", *Toward Brain-Computer Interfacing*, Editorial Cambridge, MA: MIT Press, 2007, pp. 373–391.
- [3] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control", *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, 2002, pp. 767–791.
- [4] World Health Organization, *Atlas: Multiple Sclerosis Resources in the World*, Génova (Suiza), 2008, pp. 1-10.
- [5] A. Compston y A. Coles, "Multiple sclerosis", *The Lancet*, vol. 372, no. 9648, 2008, pp. 1502–1517.
- [6] M. Bensch, A. A. Karim, J. Mellinger, T. Hinterberger, M. Tangermann y M. Bogdan, "Nessi: An EEG-Controlled Web Browser for Severely Paralyzed Patients", *Computational intelligence and neuroscience*, 2007.

- [7] A. A. Karim, T. Hinterberger y J. Richter, "Neural Internet: web surfing with brain potentials for the completely paralyzed", *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 20, no. 4, 2006, pp. 508–515.
- [8] E. M. Mugler, C. A. Ruf, S. Halder, M. Bensch, y A. Kübler, "Design and implementation of a P300-based brain-computer interface for controlling an internet browser", *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions*, vol. 18, no. 6, 2010, pp. 599–609.
- [9] J. S. Blasco, E. Iáñez, A. Úbeda y J. M. Azorín, "Visual evoked potential-based brain-machine interface applications to assist disabled people", *Expert Systems with Applications*, vol. 39, no. 9, 2012, pp. 7908–7918.
- [10] H. Jasper, "The ten twenty electrode system of the International Federation", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 10, 1958, pp. 371–375.
- [11] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer y J. R. Wolpaw, "BCI2000: a general-purpose brain-computer interface (BCI) system", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, vol. 51, 2004, pp. 1034–1043.
- [12] G. Schalk y J. Mellinger, *A practical guide to brain-computer interfacing with BCI2000*, Springer-Verlag, Londres, 2010.
- [13] T. W. Picton, "The P300 wave of the human event-related potential", *Journal of clinical neurophysiology*, vol. 9, no. 4, 1992, pp. 456–479.
- [14] D. J. Krusienski, E. W. Sellers, D. J. McFarland, T. M. Vaughan y J. R. Wolpaw, "Toward enhanced P300 speller performance", *Journal of neuroscience methods*, vol. 167, no. 1, 2008, pp. 15–21.
- [15] N. R. Draper y H. Smith, *Applied Regression Analysis*, 3rd ed., John Wiley & Sons, Nueva York, 1981.
- [16] D. J. Krusienski, E.W. Sellers, F. Cabestaing, S. Bayouth, D. J. McFarland, T. M. Vaughan y J. R. Wolpaw, "A com-

parison of classification techniques for the P300 Speller”, *Journal of neural engineering*, vol. 3, no 4, 2006, pp. 299–305.

- [17] R. Corralejo, L. F. Nicolás-Alonso, D. Álvarez y R. Hornero, “A P300-based brain–computer interface aimed at operating electronic devices at home for severely disabled people”, *Medical & biological engineering & computing*, vol. 52, no. 10, 2014, pp. 861–872.
- [18] H. Zhang, C. Guan y C. Wang, “Asynchronous P300- based brain–computer interfaces: a computational approach with statistical models”, *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, vol. 55, 2008, pp. 1754–63.
- [19] A. Pinegger, J. Faller, S. Halder, S. C. Wriessnegger y G. R. Müller-Putz, “Control or non-control state: that is the question! An asynchronous visual P300-based BCI approach”, *Journal of neural engineering*, vol. 12, no 1, 2015, p. 014001.

Control de una Silla de Ruedas Robótica de Alto Rendimiento por Medio de Potenciales Evocados Visuales

Richard J. M. G. Tello, Carlos Torturella Valadão y Teodiano F. Bastos-Filho¹

Resumen: *En este trabajo, presentamos el desarrollo de una silla de ruedas robótica controlada por una Interface Cerebro Computador (BCI, del inglés Brain Computer Interface) basada en Potenciales Evocados Visuales de Régimen Estable (SSVEP, del inglés Steady-State Visual Evoked Potentials). Fue realizada una comparación de rendimientos en términos de clasificación y trayectorias utilizando tres diferentes extractores de características para reconocimiento de SSVEPs. Estos métodos son:*

Combinación de Energía Mínima, Análisis de Correlación Canónica e Índice de Sincronización Multivariable. Tres voluntarios participaron de los experimentos y las señales de Electroencefalografía (EEG) fueron adquiridas a través de un sistema de adquisición cableado de bio-señales denominado BrainNet-36. Cuatro frecuencias representaron a cuatro estímulos diferentes, cada una con una acción específica o clase: 8.0 Hz (gire a la izquierda), 11.0 Hz (hacia adelante), 13.0 Hz (gire a la derecha) y 15.0 Hz (de parada). De acuerdo a nuestros resultados, la técnica de MSI ha obtenido los más altos valores de precisión, con un promedio de 88% usando ventanas de tiempo de 1 s. Asimismo, confirmamos

¹ Programa de Post-graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE). Universidade Federal do Espírito Santo (UFES). Av. Fernando Ferrari 514. Vitória, Brasil. Departamento de Engenharia Elétrica, Instituto Federal do Espírito Santo (IFES). C.e.: richard@ele.ufes.br

que la técnica de MSI demostró ser la más estable debido al bajo valor de desviación estándar (2.00). Por otra parte, el recorrido de la silla de ruedas usando la técnica de MSI obtuvo una trayectoria semejante a la trayectoria deseada. Nuestro principal objetivo es lograr una robusta, eficiente y funcional SSVEP-BCI aplicada a una silla de ruedas que pueda navegar en un camino establecido o en un ambiente sin supervisión.

Abstract: In this work, we present the development of a robotic wheelchair commanded by a SSVEP-BCI. A comparison of performance in classifying trajectories using three feature extractors to recognize SSVEPs were evaluated. These methods are: Minimum Energy Combination (MEC), Canonical Correlation Analysis (CCA) and Multivariate Synchronization Index (MSI). Three subjects participated of the experiments and the (Electroencephalography) EEG signals were captured through a wired bio-signal acquisition system named BrainNet-36. Four frequencies were used as stimuli and each target represents a specific action or class: 8.0 Hz (turn left), 11.0 Hz (forward), 13.0 Hz (turn right) and 15.0 Hz (stop). According to our results, MSI technique achieved the highest values of accuracy with a mean of 88% using window length of 1 s. Moreover, it was confirmed that MSI demonstrated to be the most stable due to its low Standard Deviation (2.00). Furthermore, related to the executed trajectories, MSI technique performed a similar path to the desired trajectory. Our main goal is to achieve a robust, accurate, efficient and functional SSVEP-BCI applied to a robotic wheelchair that can navigate in an established path or in an unsupervised environment.

1. Introducción

Una Interfaz Hombre Máquina es una plataforma que permite una interacción entre un usuario y un sistema automatizado.

Por otro lado, una Interfaz Cerebro Computador es una tecnología que provee a los usuarios una comunicación directa entre las señales cerebrales de un usuario y un computador, generando un canal de comunicación alternativo donde no intervienen modos tradicionales de accionamiento como músculos y nervios [1]. De todas las actuales BCI existentes, un método no invasivo basado en imágenes cerebrales comúnmente empleado en BCI es la EEG, el cual posee ventajas de bajo riesgo, bajo costo y fácil medición [2, 3]. Adicionalmente, EEG provee señales eléctricas de alta resolución temporal debido a la dinámica de las neuronas.

Por lo tanto, una BCI procesa señales cerebrales y extrae características que luego son traducidas en salidas o comandos artificiales que actúan en el mundo real. Una BCI es un potencial medio de comunicación alternativa y aumentativa (ACC, del inglés *Augmentative and Alternative Communication*) y además una solución de control para personas con severas dificultades motrices [1, 3, 4].

Un tipo de BCI denominada "SSVEP-BCI" usa la excitación de la retina del ojos por medio de estímulos a una cierta frecuencia, haciendo que el cerebro genere una actividad eléctrica en la misma frecuencia con sus múltiplos o armónicos. Este estímulo produce un Potencial Evocado Visual Estable (PEV) de pequeña amplitud llamado Potencial Evocado Visual de "Estado Estable" (SSVEPs, del inglés *Steady-State Visual Evoked Potentials*) en el sistema visual humano. Para que estos potenciales sean producidos, el usuario tiene que observar un estímulo parpadeante que oscila a una cierta frecuencia [5]. En un tradicional sistema de SSVEP-BCI, diferentes estímulos parpadeando a frecuencias diferentes son presentados a un usuario. El sujeto pone su atención abiertamente a uno de los estímulos a través de cambios en la dirección de la mirada [6]. Este tipo de SSVEP-BCI fue evaluado en este trabajo y es comúnmente llamado como "dependiente", des-

de que actividades musculares o cambios en la dirección de la mirada son efectuados.

Por otro parte, una BCI basada en P300 consiste en una sucesión de estímulos parpadeantes que por lo general suelen ser letras, pero pueden ser símbolos que representan otros objetivos, tales como el control de un cursor, brazo robótico o un robot móvil [7]. La atención selectiva a un símbolo/letra parpadeante provoca un patrón cerebral llamado P300, que se desarrolla en las áreas centrales-parietales del cerebro (cerca de la posición Pz) aproximadamente 300 ms después de la presentación del estímulo. Un reciente estudio usando SSVEP y P300 para el control de una silla de ruedas fue publicado en [8]. Por otro lado una BCI híbrida basada en SSVEP e Imaginación Motora fue aplicada a una silla de ruedas robótica en [9]. Finalmente, estudios que combinan Imaginación Motora y SSVEP para el control de una silla de ruedas real fueron reportados en [10, 11].

En el presente trabajo, hemos desarrollado una silla de ruedas robotizada de alta precisión utilizando potenciales evocados visuales, y diferentes extractores de características fueron evaluados en ventanas de tiempo de 1 s. Para esta comparación, hemos realizado un análisis pseudo-online de las señales adquiridas. También hemos analizado el recorrido alcanzado para cada uno de los extractores comparado a una trayectoria deseada. Un diagrama de bloques del sistema completo es mostrado en la Figura 1.

2. Antecedentes teóricos

2.1. Combinación de Energía Mínima (MEC)

MEC es una técnica que encuentra combinaciones de canales y elimina elementos ruidosos en señales de EEG [12]. MEC

está basada en el Análisis de Componentes Principales (en inglés, *PCA*) [13]. Para las señales de SSVEP simuladas de frecuencia específica, la respuesta puede ser modelada agregando ruido, tal y como se muestra en la siguiente fórmula:

$$\mathbf{X}^T = \mathbf{Y}_i^T \mathbf{A} + \mathbf{E} \quad (1)$$

donde $\mathbf{X}$ es la señal de EEG e $\mathbf{Y}_i$ es la señal de referencia. $\mathbf{A}$ es la matriz de amplitud de tamaño $2H \times N$ para todos los canales. H es el número de armónicos evaluados y $\mathbf{E}$ es la matriz de ruido de tamaño $M \times N$. Las señales de EEG de los canales O1, O2 y Oz, fueron combinadas con el objetivo de extraer características discriminativas. Esta combinación puede ser obtenida por medio de una transformación lineal de $\mathbf{X}$. Las clases u objetivos que indican el estímulo al cuál el usuario estuvo observando son determinadas a través de un criterio de máximos. Más detalles pueden ser revisados en [12].

2.2. Análisis de Correlación Canónico (CCA)

CCA es una técnica ampliamente conocida y utilizada para el procesamiento de señales de EEG, ésta se basa en la detección de componentes de SSVEP para múltiples canales [14]. Matemáticamente, este método asume que $\mathbf{X}$ representa segmentos de señal discretas en el tiempo e $\mathbf{Y}_i$ consiste de señales simuladas basadas en estímulos de frecuencia, específicamente compuesta de una combinación de senos y cosenos. Un par de combinaciones lineales $\mathbf{x} = \mathbf{X}^T \mathbf{W}_x$ e $\mathbf{y} = \mathbf{Y}_i^T \mathbf{W}_y$, llamadas variables canónicas, son calculadas utilizando análisis de correlación canónica entre dos conjuntos, donde la correlación es maximizada. Así, f_i expresa la frecuencia de estímulo visual expresada en Hz. Por lo tanto, son H armónicos para el vector de senos $S_1^i, S_2^i, \dots, S_H^i$, y el vector de

cosenos $c_1^i, c_2^i, \dots, c_H^i$ para una frecuencia específica f_i , todos de tamaño N , contruidos como:

$$s_j^i = s_{j,1} s_{j,2} \dots s_{j,N}^T \quad (2)$$

$$c_j^i = c_{j,1} c_{j,2} \dots c_{j,N}^T \quad (3)$$

Para $j = 1, 2, \dots, H$, donde

$$s_{j,r} = \sin \left(2\pi j r f_i / f_s \right), \quad (4)$$

$$c_{j,r} = \cos \left(2\pi j r f_i / f_s \right), \quad (5)$$

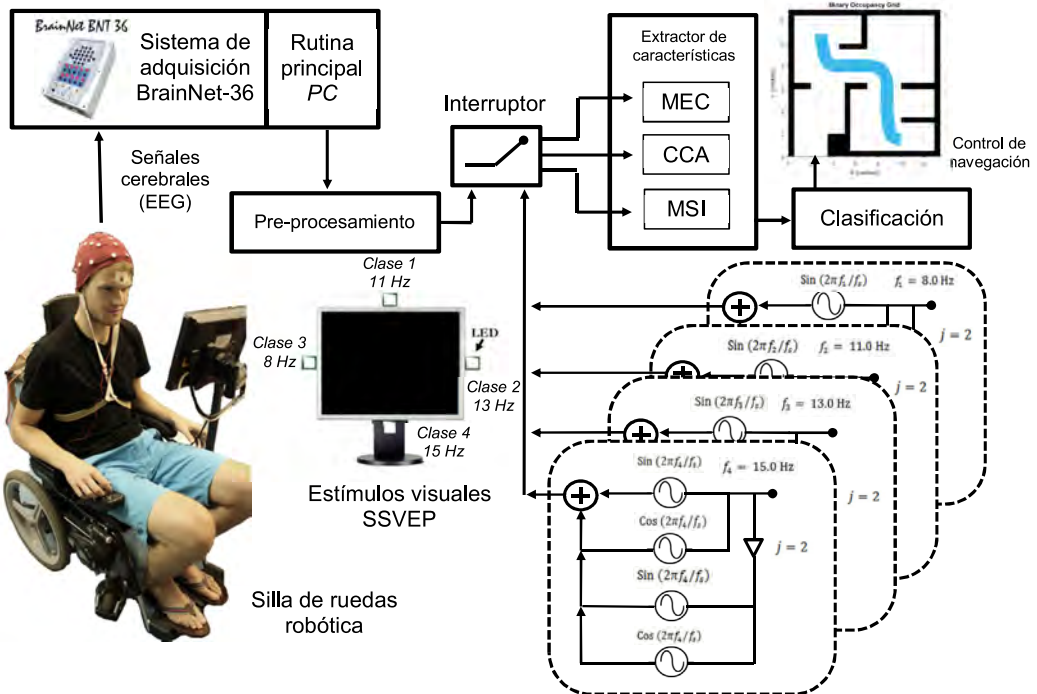


Figura 1. Diagrama de bloques del funcionamiento de nuestra BCI-SSVEP aplicada a una silla de ruedas robótica.

Para $r = 1, 2, \dots, N$, y f_s es la frecuencia de muestreo durante la adquisición de las señales de EEG. La matriz de referencia $\mathbf{Y}_i$, de tamaño $2H \times N$ y correspondiente a la frecuencia de estímulo f_i , puede ser construida como:

$$\mathbf{Y}_i = [s_1^i c_1^i s_2^i c_2^i \dots s_H^i c_H^i]^T \quad (6)$$

En nuestros cálculos, hemos considerado la frecuencia fundamental y solo un armónico para generar la frecuencia simulada, es decir, $H = 2$. El método de CCA localiza los vectores de ponderación $\mathbf{W}_x$ y $\mathbf{W}_y$. Este procedimiento maximiza la correlación entre x e y , es decir, constriñe y limita las condiciones establecidas por medio de las ecuaciones 7 y 8.

$$E \mathbf{x} \mathbf{x}^T = E \mathbf{x}^T \mathbf{x} = E \mathbf{W}_x^T \mathbf{X} \mathbf{X}^T \mathbf{W}_x = 1 \quad (7)$$

$$E \mathbf{y} \mathbf{y}^T = E \mathbf{y}^T \mathbf{y} = E \mathbf{W}_y^T \mathbf{Y} \mathbf{Y}^T \mathbf{W}_y = 1 \quad (8)$$

La técnica de CCA mide la asociación lineal entre dos conjuntos de variables usando su autocorrelación y correlación cruzada [15], es decir, en términos matemáticos, la correlación total es calculada como el radio entre la autocorrelación y la correlación cruzada de los vectores de entrada y salida, tal como se muestra en la ecuación 9.

$$\rho_i = \rho(x, y) \mathbf{w}_x \mathbf{w}_y = \frac{E \mathbf{x}^T \mathbf{y}}{\sqrt{E \mathbf{x}^T \mathbf{x}} \sqrt{E \mathbf{y}^T \mathbf{y}}} = \frac{E \mathbf{W}_x^T \mathbf{X} \mathbf{Y}^T \mathbf{W}_y}{\sqrt{E \mathbf{W}_x^T \mathbf{X} \mathbf{X}^T \mathbf{W}_x} \sqrt{E \mathbf{W}_y^T \mathbf{Y} \mathbf{Y}^T \mathbf{W}_y}} \quad (9)$$

Finalmente, el proceso de correlación de estas señales es llevada a cabo y la clase es obtenida por medio de un criterio de máximos.

$$0 = \max_{1 \leq i \leq 4} \rho_i \quad (10)$$

donde i denota el número de clase.

2.3. Índice de Sincronización Multivariable (MSI)

MSI es un método que estima la sincronización entre señales mixtas reales y señales de referencia, como un potencial índice de reconocimiento de frecuencias de estímulo. En [13], fue propuesto el uso de un estimador S como índice, el cual se basa en la entropía de los eigenvalores o valores propios normalizados de la matriz de correlación de señales multivariadas. Las matrices de autocorrelación y para e , respectivamente, y las matrices de correlación cruzada y para e pueden ser obtenidas de la misma forma que en nuestro trabajo previo [16]. La eficiencia de nuestra versión comparada a la versión original de [13], fue claramente demostrada en nuestros trabajos anteriores [17, 18, 19]. Las expresiones son las siguientes:

$$C_{11} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot XX^T \quad (11)$$

$$C_{22} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot Y_i Y_i^T \quad (12)$$

$$C_{12} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot XY_i^T \quad (13)$$

$$C_{21} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot Y_i X^T \quad (14)$$

La matriz de correlación $\mathbf{C}^i$ puede ser construida como:

$$\mathbf{C}^i = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \quad (15)$$

La estructura de correlación interna de $\mathbf{X}$ e $\mathbf{Y}_i$ contenida en las matrices $\mathbf{C}_{11}$ y $\mathbf{C}_{22}$, respectivamente, es irrelevante para la detección de las frecuencias de estímulo [20]. Esto puede ser eliminado construyendo una matriz de transformación lineal

$$U = \begin{bmatrix} c_{11} & -\frac{1}{2} & 0 \\ 0 & c_{22} & -\frac{1}{2} \end{bmatrix} \quad (16)$$

Por otra parte, aplicando la transformación $\tilde{\mathbf{C}}^i = \mathbf{UCU}$, el resultado será una matriz de correlación transformada de tamaño $P \times P$, donde $P = M + 2H$ [20]. Los eigenvalores $\lambda_1^i, \lambda_2^i, \dots, \lambda_P^i$, de $\tilde{\mathbf{C}}^i$ fueron normalizados $\tilde{\lambda}_m^i = \lambda_m^i / \sum_{m=1}^P \lambda_m^i$ con $m = 1, 2, \dots, P$, dichos elementos son usados para evaluar el índice de sincronización para la matriz, usando la siguiente expresión:

$$S_{i=1} = 1 + \frac{\sum_{m=1}^P \tilde{\lambda}_m^i \log(\tilde{\lambda}_m^i)}{\log(P)} \quad (17)$$

tal y como es descrita en [13]. Finalmente, i índices y sus respectivas clases (S_1, S_2, S_3, S_4) fueron obtenidas y la clase final fue determinado por un criterio de máximos.

$$S = \max_{1 \leq i \leq 4} S_i \quad (18)$$

3. Métodos

3.1. Adquisición de EEG

Para el desarrollo de la SSVEP-BCI, doce canales de EEG con la señal de referencia ubicada en el lóbulo de la oreja izquierda fueron adquiridos a 600 muestras/s con un filtrado de tipo pasa banda de 1 a 100 Hz. El electrodo a tierra (GND) fue colocado en la frente del sujeto y la posición de los electrodos de EEG estuvieron basadas de acuerdo a las normas internacionales del sistema 10-20. Estas posiciones fueron: P7, PO7,

PO5, PO3, POz, PO4, PO6, PO8, P8, O1, O2 y Oz (ver figura 2(a)). El instrumento utilizado para la adquisición de las señales de EEG fue el BrainNet-36. Este dispositivo es un aparato clínico utilizado para captar señales de EEG desarrollado por la empresa Lynx Technology Ltd. El procesamiento de las señales fue realizado de forma pseudo-online (simulación). De forma adicional, el sistema genera una re-alimentación auditiva al usuario indicando aciertos y desaciertos en la clasificación.

3.2. Estímulos Visuales

Una estructura fue construida en la que fueron acopladas cuatro pequeñas cajas (4cm x 4cm x 4cm) conteniendo un LED (del inglés, *Light-Emitting Diode*) dentro de cada caja. Estas pequeñas cajas estuvieron cubiertas por delgados papeles blancos difusores. Las mismas fueron colocadas en los cuatro lados de una pantalla LCD. Los voluntarios estuvieron a 60 cm alejados de ésta. El parpadeo de los LEDs fue controlado por medio de un microcontrolador (PIC18F4550, Microchip Technology Inc., USA) con 50/50% (encendido/apagado) de ciclo de trabajo. Las frecuencias fueron: 8.0 Hz (izquierda), 11.0 Hz (arriba), 13.0 Hz (derecha) y 15.0 Hz (abajo). Estas frecuencias representan comandos o clases: Clase 1 (11 Hz), Clase 2 (13 Hz), Clase 3 (8 Hz) y Clase 4 (15 Hz), más detalles pueden ser observados en la Figura 1.

3.3. Voluntarios

Tres sujetos (dos de sexo masculino y uno femenino) participaron de este estudio. La media de edades fue de 28.33 y la desviación estándar (DS) de 3.21. Este estudio fue conducido bajo el cumplimiento de la declaración de Helsinki y los experimentos realizados estuvieron de acuerdo a las reglas del comité de ética de la Universidade Federal do Espírito Santo

(Brasil), bajo registro número CEP-048/08. Los voluntarios fueron etiquetados de la siguiente manera: s1, s2 y s3. Una previa selección de voluntarios fue llevada a cabo y temas relacionados con la precaución, tales como problemas visuales, jaquecas, historial familiar de epilepsia y daños cerebrales fueron consultados. Los participantes no presentaron inconvenientes para la ejecución de los experimentos y manifestaron el uso de una BCI por primera vez.

3.4. Procedimiento Experimental

Durante los primeros diez segundos, los sujetos a bordo de la silla de ruedas pueden moverla hacia adelante enfocando su atención en el estímulo superior (11 Hz). Finalizado estos primeros diez segundos, el voluntario fija su atención en el estímulo del lado derecho (13 Hz) durante diez segundos girando la silla de ruedas en 90° en sentido horario. Finalizando este tiempo, el voluntario mueve la silla durante otros diez segundos hacia adelante y diez segundos hacia la izquierda (8 Hz), haciendo girar la silla de ruedas 90° en sentido anti-horario. La trayectoria finaliza en los últimos diez segundos, donde el voluntario mueve la silla hacia adelante. El tiempo de duración total del experimento fue 50 segundos. Cabe resaltar,

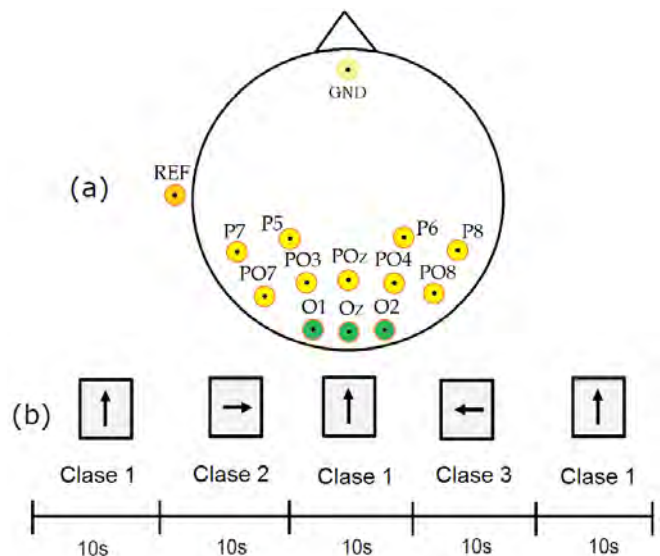


Figura 2. (a) Ubicación de los electrodos en el sistema 10-20; (b) Protocolo utilizado durante los experimentos.

que el estímulo localizado en la parte inferior de la pantalla LCD (15 Hz) fue utilizado únicamente como estímulo de parada. Un gráfico que explica el procedimiento experimental es mostrado en la Figura 2(b).

3.5. Control de la Navegación

El modelo cinemático de nuestra silla de ruedas robotizada es descrito por un simple modelo no lineal (ver Figura 3), como esta descrito en la ecuación 19.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= v \cos \theta \\ \dot{y} &= v \sin \theta \\ \dot{\theta} &= \omega \end{aligned} \quad (19)$$

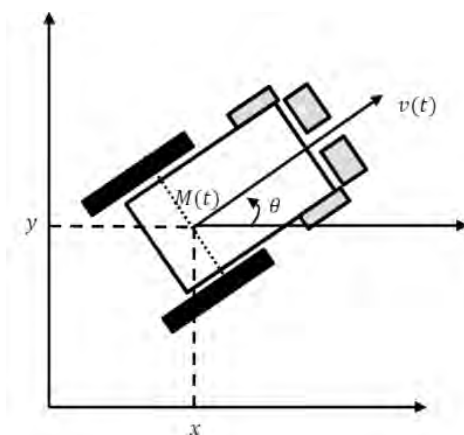


Figura 3. Cinemática de la silla de ruedas.

donde $M = (x, y, \theta)$ es la posición de la silla de ruedas y su orientación. Por otra parte, el par ordenado (v, ω) expresa el control de entrada dado por las velocidades lineal y angular. En nuestro caso, las velocidades lineal ($v = 0.3 \text{ m/s}$) y angular ($\omega = 90^\circ/\text{s}$) se mantienen constantes durante variaciones de tiempo determinado de 1 s ($\Delta t = 1 \text{ s}$).

- Si la silla de ruedas se mueve hacia adelante: $v = 0.3 \text{ m/s}$ y $\omega = 0$.
- Si se mueve hacia la derecha (sentido horario): $v = 0$ y $\omega < 0$.
- Si se mueve hacia la izquierda (sentido anti-horario): $v = 0$ y $\omega > 0$.

A partir de estos parámetros y condiciones pre-establecidas, podemos inferir que si la silla de ruedas robótica se mueve hacia adelante con una velocidad constante de 0.3 m/s y un tiempo establecido de 10 s , éste se moverá hacia adelante en 3 m . Por otro lado, si la silla de ruedas robótica rota en sentido horario con velocidad angular de $90^\circ/\text{s}$ y un tiempo establecido de 10 s , ésta se rotará 90° .

Para calcular la posición actual x, y , y θ de la silla robotizada hemos aplicado odometría. Por medio de ella, el cálculo de la suma de las variaciones de cada instante de tiempo es dado por las siguientes expresiones:

$$\begin{array}{lcl} \dot{x} & \Sigma_0^t \dot{x} \cdot \Delta t & \Sigma_0^t v \cos \theta \Delta t \\ \dot{y} & = \Sigma_0^t \dot{y} \cdot \Delta t & = \Sigma_0^t v \sin \theta \Delta t \\ \dot{\theta} & \Sigma_0^t \dot{\theta} \cdot \Delta t & \Sigma_0^t \omega \cdot \Delta t \end{array} \quad (20)$$

4. Resultados Experimentales

Un proceso de simulación fue llevado a cabo con las señales de EEG. Inicialmente, señales de doce electrodos son extraídas. Para la etapa de pre-procesamiento, un filtro espacial de tipo Común de Referencia Media o filtro CAR (del inglés, *Common Average Reference*) fue aplicado a todos los canales. Posteriormente, las señales fueron segmentadas y distribuidas en ventanas de tiempo de 1 s sin superposición entre

segmentos de señal. Adicionalmente, un filtro elíptico entre 3 y 55 Hz fue aplicado. Este filtro fue elegido debido a su estrecha banda de transición comparada a otros filtros e incluso el hecho de que existen componentes armónicos bastante cercanos. Por estas razones este tipo de filtro fue indicado como el más adecuado. Parámetros específicos de este filtro son: 1 dB de ondulación pico a pico de la banda de paso y 15 dB de atenuación de banda. Basado en las evidencias existentes sobre que las mayores energías de potenciales evocados se encuentran en el área occipital del córtex cerebral [21, 22, 23, 24], hemos utilizado apenas las señales provenientes de los canales O1, O2 y Oz. Estos canales se han utilizado como vector de entrada en conjunto para nuestros extractores de características comparados. Las técnicas de MEC, CCA y MSI fueron evaluadas de forma independiente junto con el control de navegación en común establecido. Posteriormente, los resultados fueron comparados en términos de acierto (precisión) y trayectoria recorrida (ver Figura 1). La comparación de rendimiento fue evaluada para los 3 sujetos usando ventanas de tiempo de 1 s, como muestra las Figuras 4, 5 y 6. Por cuestiones comparativas, también es exhibida la trayectoria deseada junto a la trayectoria ejecutada para cada tipo de extractor de características usado. Un resumen de los resultados es mostrado en la Tabla 1. La tasa de transferencia de Información o ITR (del inglés, *Information Transfer Rate*) es un parámetro de medición de rendimiento bastante usado para Interfaces Cerebro Computador y su cálculo fue realizado de acuerdo a [16].

Precisión [%]	Extractores de características			Duración
Sujetos	MEC	CCA	MSI	Tiempo [s]
s1	74.00	88.00	88.00	50
s2	60.00	80.00	86.00	50
s3	90.00	68.00	90.00	50
Media	74.67	78.67	88.00	-
$\pm$ DS	± 15.01	± 10.07	± 2.00	-
ITR	30.92	37.44	56.14	-

Tabla 1. Resultados de acierto durante la navegación usando ventanas de tiempo de 1 s.

5. Conclusiones

De acuerdo a nuestros resultados expuestos en la Tabla 1, la técnica de MSI consiguió los más altos valores de acierto, con un promedio de 88%. Asimismo, podemos confirmar que la técnica de MSI demostró ser la más estable debido a su baja desviación estándar. Por otro lado, además de haber obtenido una tasa de acierto alta en términos de porcentaje, la técnica de MSI también obtuvo el más alto valor de ITR. En consecuencia, los valores de ITR están estrechamente relacionados a los valores de precisión de todos los sujetos para cada ex-

tractor de características. Nuestros resultados son bastante aceptables e incluso podrían mejorar, tomando en cuenta que los voluntarios utilizaron por primera vez una BCI. Finalmente, la clasificación y técnica de MSI han demostrado una trayectoria de la silla de manera similar a la deseada entre los sujetos, considerando que la trayectoria deseada es muy restricta y para conseguirla no debe existir ningún error. Sin embargo, podemos confirmar que la clasificación usando MSI ha sido la más alta entre los voluntarios, con procesamiento de las señales cada segundo.

6. Agradecimientos

Los autores manifiestan su agradecimiento a la cooperación financiera de FAPES/Brasil y CAPES/Brasil, agentes gubernamentales de fomento y apoyo a la investigación.

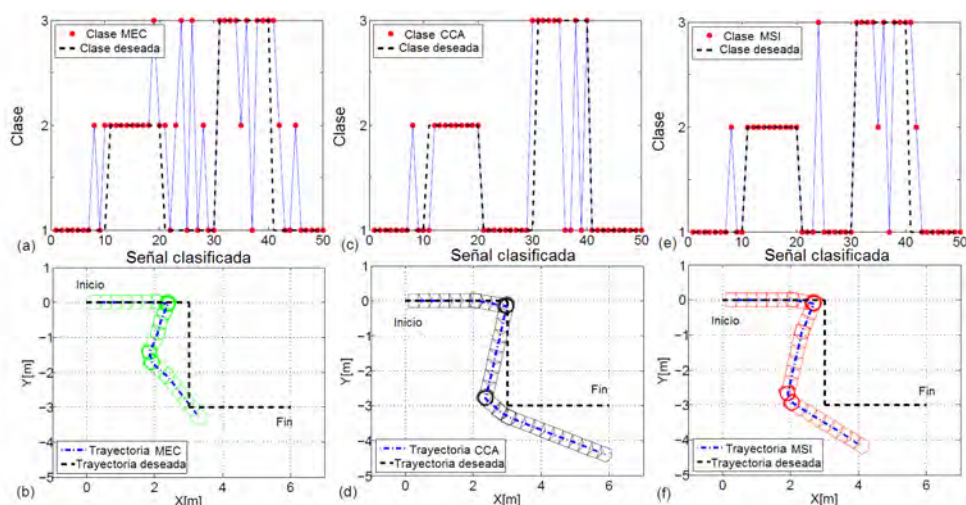


Figura 4. (a) y (b) mostrando señales clasificadas y la trayectoria realizada usando la técnica de MEC, respectivamente; (c) y (d) para la técnica de CCA; (e) y (f) usando la técnica MSI, evaluadas en el sujeto 1 (s1).

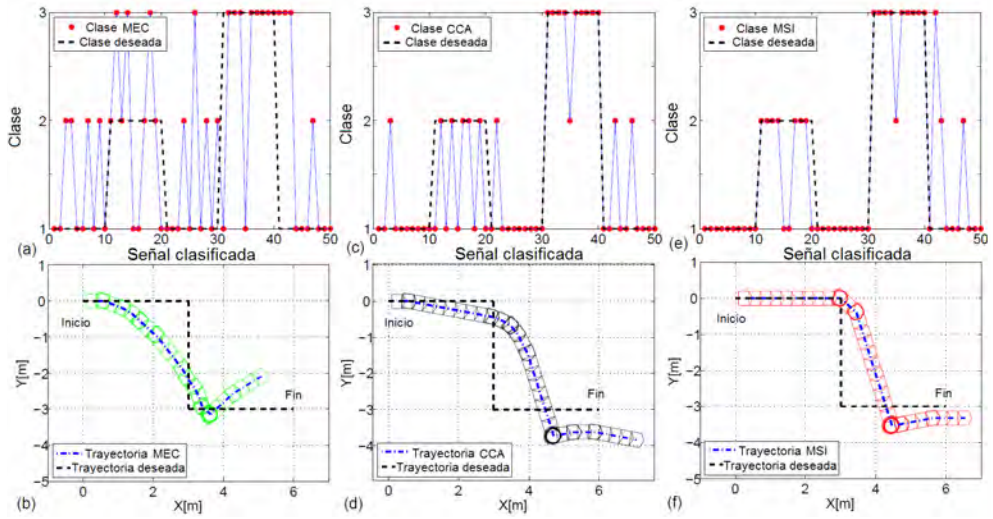


Figura 5. (a) y (b) mostrando señales clasificadas y la trayectoria realizada usando la técnica de MEC, respectivamente; (c) y (d) para la técnica de CCA; (e) y (f) usando la técnica MSI, evaluadas en el sujeto 2 (s2).

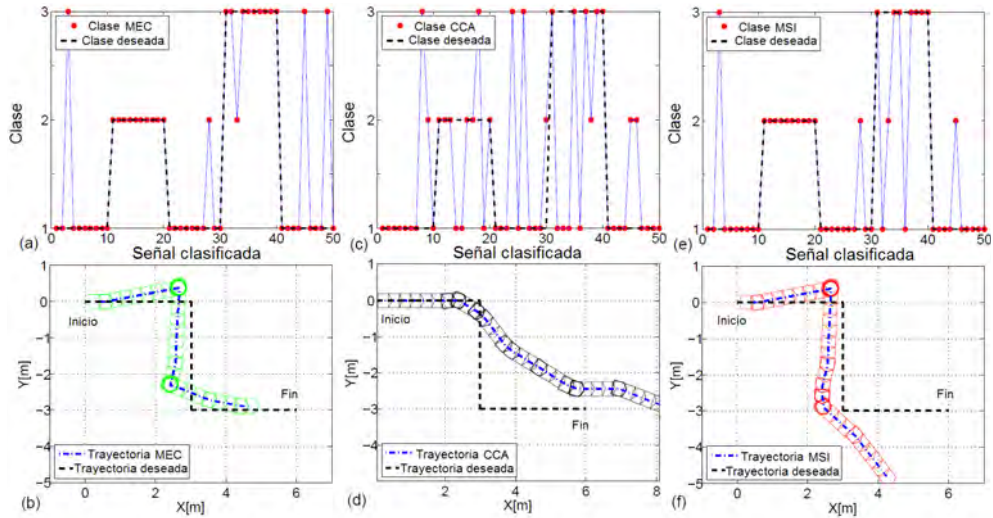


Figura 6. (a) y (b) mostrando señales clasificadas y la trayectoria realizada usando la técnica de MEC, respectivamente; (c) y (d) para la técnica de CCA; (e) y (f) usando la técnica MSI, evaluadas en el sujeto 3 (s3).

7. Referencias

- [1] J. Wolpaw, N. Birbaumer, W. Heetderks, D. McFarland, P. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. Quatrano, C. Robinson and T. Vaughan. "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting". *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 8(2), 164-173. 2000.
- [2] C. H. Chen, M. S. Ho, K. K. Shyu, K. C. Hsu, K. W. Wang and P. L. Lee. "A noninvasive brain computer interface using visually-induced near-infrared spectroscopy responses". *Neuroscience Letters*, Volume 580, 22-26. 2014.
- [3] S. Kelly, E. Lalor, R. Reilly, and J. Foxe, "Visual spatial attention tracking using high-density SSVEP data for independent brain-computer communication". *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 13(2), 172-178. 2005.
- [4] X. Gao, D. Xu, M. Cheng, and S. Gao. "A BCI based environmental controller for the motion-disabled". *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 11(2), 137-140. 2003.
- [5] B. He. *Neural Engineering*. Springer. 2013.
- [6] D. Zhang, A. Maye, X. Gao, B. Hong, A. K. Engel, and S. Gao. "An independent brain-computer interface using covert non-spatial visual selective attention". *J. Neural Eng.* 2010.
- [7] B. Graimann, B. Allison and G. Pfurtscheller. "Brain-Computer Interfaces". *Revolutionizing Human-Computer Interaction*". Springer. 2010.
- [8] Y. Li, J. Pan, F. Wang and Z. Yu. "A Hybrid BCI System Combining P300 and SSVEP and Its Application to Wheelchair Control". *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 60(11), 3156-3166. 2013.
- [9] Y. Punsawad and Y. Wongsawat. "Hybrid SSVEP motion visual stimulus based BCI system for intelligent wheelchair".

- In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 35th Annual International Conference of the IEEE, 7416-7419. 2013.*
- [10] T. Bastos, S. Muller, A. Benevides and M. Sarcinelli-Filho. "Robotic wheelchair commanded by SSVEP, motor imagery and word generation", *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC, 2011 IEEE*, pp. 4753-4756. 2011.
- [11] L. Cao, J. Li, H. Ji, and C. Jiang. "A hybrid brain computer interface system based on the neurophysiological protocol and brain-actuated switch for wheelchair control". *Journal of Neuroscience Methods*, 229, 33-43. 2014.
- [12] O. Friman, I. Volosyak and A. Graser. "Multiple Channel Detection of Steady-State Visual Evoked Potentials for Brain-Computer Interfaces", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 54. 2007.
- [13] Y. Zhang, P. Xu, K. Cheng, and D. Yao. "Multivariate synchronization index for frequency recognition of SSVEP-based brain computer interface", *Journal of Neuroscience Methods* 221(0): 32-40. 2014.
- [14] Z. Lin, C. Zhang, W. Wu. and X. Gao. "Frequency Recognition Based on Canonical Correlation Analysis for SSVEP-Based BCIs", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions* 54: 1172-1176. 2007.
- [15] M. Borga and H. Knutsson. "A canonical correlation approach to blind source separation", *Linkoping University, Linkoping, Sweden, Technical Report LiU-IMT-EX-0062. 2001.*
- [16] R. J. M. G Tello, S. M. T. Müller, T. F. Bastos-Filho and A. Ferreira. "A Comparison of Techniques and Technologies for SSVEP Classification". *IEEE-ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC). Salvador, Brazil, 2014.*

- [17] R. J. M. G. Tello, S. M. T. Müller, T. F. Bastos-Filho and A. Ferreira. "Comparison of new techniques based on EMD for control of a SSVEP-BCI". *Industrial Electronics (ISIE). IEEE 23rd International Symposium on*, pp. 992,997, 1-4. Istanbul, Turkey. 2014.
- [18] R. J. M. G. Tello, S. M. T. Müller, T. F. Bastos-Filho and A. Ferreira "Comparison between wire and wireless EEG acquisition systems based on SSVEP in an independent-BCI". in: *36th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'14)*, Chicago, USA. 2014.
- [19] R. J. M. G. Tello, J. K. Pant, S. M. T. Müller, S. Krishnan and T. F. Bastos-Filho. "An Evaluation of Performance for an Independent SSVEP-BCI Based on Compressive Sensing System". in: *13th Proc. IUPESM World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Toronto, Canada. 2015.
- [20] C. Carmeli, M. G. Knyazeva, G. M. Innocenti and O. D. Feo. "Assessment of EEG synchronization based on state-space analysis", *NeuroImage* 25: 339-354. 2005.
- [21] P. Krolak-Salmon, M. A. Hénaff, C. Tallon-Baudry, B. Yvert, M. Guénot, A. Vighetto, F. Mauguière and O. Bertrand. "Human lateral geniculate nucleus and visual cortex respond to screen flicker". *Ann Neurol.* 2003.
- [22] M. A. Pastor, J. Artieda, J. Arbizu, M. Valencia, and J. C. Masdeu. "Human cerebral activation during steady-state visual evoked responses". *The Journal of Neuroscience*, vol. 23, no. 37, pp. 11621-11627. 2003.
- [23] G. Sammer, C. Blecker, H. Gebhardt, P. Kirsch, R. Stark and D. Vaitl. "Acquisition of typical EEG waveforms during fMRI: SSVEP, LRP, and frontal theta". *NeuroImage*, vol. 24, pp. 1012-1024. 2005.
- [24] F. Di Russo, S. Pitzalis, T. Aprile, G. Spitoni, F. Patria, A. Stella, D. Spinelli and S. A. Hillyard. "Spatiotemporal

analysis of the cortical sources of the steady-state visual evoked potential". *Hum. Brain Mapp*, vol. 28, pp. 323-334. 2007.

A High Performance Human-Computer Interface to Control a Robotic Wheelchair and an Intelligent Environment

Richard J. M. G. Tello, Alexandre Bissoli, Flavio Ferrara, Teodiano F. Bastos-Filho¹

Abstract: *In this work, we address the problem of integrating a robotic wheelchair into a smart environment. This approach allows people with disabilities to control home appliances of the environment using a Human-Computer Interface (HCI) based on different biological signals. The home appliances includes TV, radio, lights/lamp and fan. Three control paradigms using surface Electromyography (sEMG), Electrooculography (EOG) and Electroencephalography (EEG) signals were used. These signals are captured through a bio-signal acquisition system. Three sub-paradigms for sEMG/EOG analyzes were defined: moving eyes horizontally (left/right), raising brow and prolonged clench. On the other hand, the navigation of the wheelchair is executed through an Steady-State Visually Evoked Potentials (SSVEP)-BCI. Each stage of our proposed system showed a good performance for most subjects; the average accuracy for prolonged clench approach was of 95%, the raising brow was 85% and moving eyes achieved 93%. On the other hand, five subjects with ages from 21 to 27 years old were recruited to participate of the study for the SSVEP-BCI. Multivariate Synchronization Index (MSI) was used for feature extraction from*

¹ Post-Graduate Program in Electrical Engineering (PPGEE). Universidad Federal de Espirito Santo (UFES). Av. Fernando Ferrari 514. Vitória, Brasil. Politécnico di Milano: Piazza Leonardo da Vinci, 20133, Milano, Italia. C.e.: richard@ele.ufes.br

EEG signals. The flickering frequencies were 8.0 Hz (top), 11.0 Hz (right), 13.0 Hz (bottom) and 15.0 Hz (left). From this approach: the highest values of accuracy and ITR were 79.75% and 57.13 bits/min, respectively, with WL=1s, and 89.80% and 49.80 bits/min, respectively, with WL=2s.

Resumen: En este trabajo, se aborda el problema de integrar una silla de ruedas robótica dentro de un ambiente inteligente. Este enfoque permite a personas con discapacidad, el control de aplicaciones domóticas en un ambiente controlado por una Interface Hombre-Máquina (IHM) basada en diferentes señales biológicas. Dichas aplicaciones del hogar incluyen el control de televisión, radio, focos/lámparas y ventilador. Tres paradigmas de control fueron utilizados con señales de Electromiografía de Superficie (sEMG), Electroculografía (EOG) y Electroencefalografía (EEG). Estas señales fueron capturadas a través de un sistema de adquisición de bio-señales. Tres sub-paradigmas para análisis de sEMG/EOG fueron definidos: movimientos de los ojos de forma horizontal (izquierda/derecha), movimiento de cejas y masticación prolongada. Por otro lado, la navegación de la silla de ruedas es ejecutada a través de una Interface Cerebro Computador (BCI) basada en Potenciales Evocados de Régimen Estacionario (SSVEPs). Cada etapa de nuestro sistema propuesto presentó un buen rendimiento durante los experimentos con varios sujetos; la precisión media para masticación prolongada fue de 95%, movimiento de cejas 85% y movimiento de los ojos alcanzó 93%. Por otro lado, cinco sujetos con edades entre 21 y 27 años participaron del estudio relacionado a BCI con SSVEP. La técnica de Índice de Sincronización Multivariable fue utilizada como extractor de características para señales de EEG. Las frecuencias de parpadeos fueron 8.0 Hz (estímulo superior), 11.0 Hz (derecha), 13.0 Hz (inferior) y 15.0 Hz (izquierdo). Los resultados provenientes de este enfoque mostraron que la clasificación obtuvo buenos resultados. Los más altos resultados fueron de 79.75% de acierto con 57.13

bits/min, usando ventanas de tiempo de 1 segundo, y de 89.80% con 49.80 bits/min con análisis a cada 2 segundos.

1. Introduction

A Human-Computer Interface (HCI) is a platform that allows interaction between user and automatized system. On the other hand, a Brain-computer interface (BCI) is a technology that provides human with direct communication between the user's brain signals and a computer, generating an alternative channel of communication that does not involve the traditional way as muscles and nerves [1]. Among current BCIs, a noninvasive brain imaging method commonly employed in BCIs is EEG, which has the advantages of lower risk, inexpensive and easily measurable [2, 3]. Further, EEG provides electrical signals of high temporal resolution generated by neuronal dynamics from the scalp. Therefore, a BCI records brain signals, and EEG signal features are then translated into artificial outputs or commands that act in a real world. BCI is a potential alternative and augmentative communication (AAC) and control solution for people with severe motor disabilities [1, 3, 4].

One kind of BCI named "SSVEP-BCI" uses the excitation of the retina of eye by a stimulus at a certain frequency, making the brain generating an electrical activity of the same frequency with its multiples or harmonics. This stimulus produces a stable Visual Evoked Potential (VEP) of small amplitude termed as "Steady-State" Visually Evoked Potentials (SSVEPs) of the human visual system. To produce such potentials, the user gazes at one flickering stimulus oscillating at a certain frequency [5]. In a typical SSVEP-BCI system, several stimuli flickering at different frequencies are presented to the user. The subject overtly directs attention to one of

the stimuli by changing his/her gaze attention [6]. This kind of SSVEP-BCI was evaluated in this study and is commonly called as “dependent” since muscle activities, such as gaze shifting, are necessary.

One of the first studies related to control of smart home applications using biological signals, such as EEG, was reported in [7]. In that work a BCI based on P300 approach is used for TV channels switching, for opening and closing doors and windows, navigation and conversation, but all in a controlled environment of a virtual reality (VR) system. Twelve subjects were evaluated and an average of 67.51% in the classification for all subjects and all decisions was achieved.

Other study [8] based on VR in order to create a controlled environment was performed. In that work, the term “Brain computer interface-based Smart Environmental Control System (BSECS)” was introduced and a BCI technique with Universal Plug and Play (UPnP) home networking for smart house applications environment was proposed. Also, an architecture where the air conditioner and lights/lamp can be successfully and automatically adjusted in real-time based on the change of cognitive state of users was designed.

A hybrid BCI for improving the usability of a smart home control was reported in [9]. In that study, P300 and SSVEP approaches were used. Results indicated that P300 is very suitable for applications with several controllable devices, where a discrete control command is desired. However, that study also reports that SSVEP is more suitable if a continuous control signal is needed and the number of commands is rather limited. A simple threshold criterion was used to determine if the user is looking at the flickering light. All the different commands were summarized in 7 control masks: a light mask, a music mask, a phone mask, a temperature mask, a TV mask, a move mask and a go to mask. That study was also tested in a VR. A similar approach using a hybrid

BCI paradigm based on P300 and SSVEP is reported in [10], where a Canonical Correlation Analysis (CCA) technique was applied for the SSVEP detection.

Applications involving robotic wheelchairs and SSVEP signals were also reported in [11-13]. A recent study using SSVEP and P300 approaches for wheelchair control was reported in [14]. On the other hand, a hybrid BCI based on SSVEP and visual motion stimulus was applied to a robotic wheelchair in [15]. Finally, studies that combine motor imagery (MI) and SSVEPs to control a real wheelchair were reported in [16, 17].

In this work, we address the problem of integrating a wheelchair into a smart environment. Due to the variety of disabilities that benefit from assistive technologies, an optimal approach could allow the user to choose the preferred control paradigm according to the degree of his/her disability. The system allows the handling of various devices in a real environment, e.g. a room, by means of biological signals controlled from a robotic wheelchair. We present this system with three kind of assistive control paradigms using, respectively, muscle (sEMG), EOG and brain signals (EEG) as shown in Figure 1.

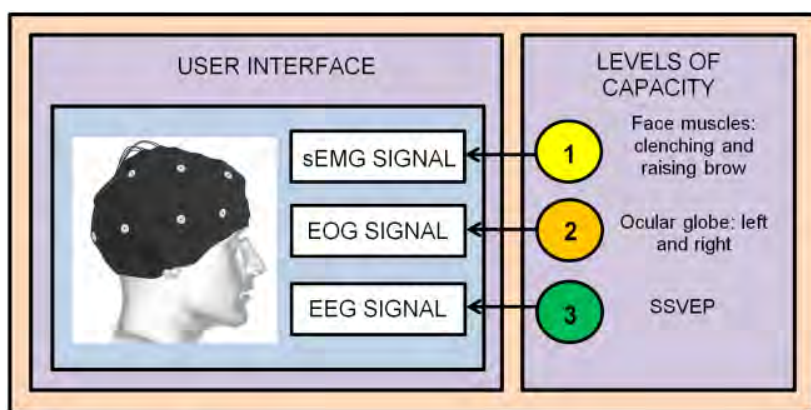


Figure 1. Levels of capacity of our proposed system.

2. Methods

Different stages were addressed as follows:

2.1. Assistive System

In the context of smart environments applied to assistive technologies, this paper proposes an input interface allowing people with disabilities to turn on and off appliances without help, from the wheelchair. Part of this work was to design and build a smart box that allows controlling up to four appliances in an environment, including TV set, radio, lamp/lights and fan. sEMG, EOG and EEG signals were recorded using a biological signal acquisition device. The user can issue commands from the wheelchair, and then the signal is transmitted through RF to the smart box, when the corresponding equipment is finally operated. We used RF communication to turn the appliances on and off remotely. The RF transmitter and receiver work in a frequency of 433MHz, controlled by an Arduino Mega microcontroller. The communication is unidirectional, that is, only the transmitter sends the data to the receiver.

On the other hand, an SSVEP-BCI was used to control the navigation of the wheelchair. The wheelchair is equipped with a small 10.1" display that exhibits the Control Interface (CI). In addition, four small boxes containing four Light-Emitting Diodes (LEDs) of white color were placed in the four side of this display as visual stimuli for the generation of evoked potentials.

The CI uses the display to visualize a menu, through which the user can navigate or operate the desired device. It is worth noting that this menu is dynamic, as device options can change according to the current room, or be customized by the user before running the system. Moreover, for some de-

vice we provide additional operations that can be performed using a sub-menu. For example, after turning on the TV, the display shows a sub-menu with options such as Channel Up, Channel Down, Volume Up, Volume Down. It is always possible to go back to the main menu and turn off the system.

The CI was presented in [18]. It offers an interface of procedures that can be accessed through Remote Procedure Call (RPC), that is, one for turning the interface on, one for turning it off, and one for transmitting logical commands encoded as integers. In [18], it has been demonstrated that choosing three kinds of paradigms is optimal to operate the menu. In this work, we used two methods to assess the performance of our systems. For one hand, Utility [19] method for EMG/EOG control and on other hand, Information Transfer Rate (ITR) for EEG control (SSVEP-BCI).

2.2. sEMG and EOG control

For individuals with disabilities that do not affect voluntary control of facial muscles, we propose a system based on sEMG and EOG signals. With the aim of ensuring a high reliability, we defined the three paradigms aforementioned: moving eyes horizontally (left/right), raising brow and prolonged clench. For processing sEMG/EOG signals, a comparison of the signal amplitude with a predefined threshold value was performed. Aspects involving the width and duration of the signal components in the decision of classification were observed. The signals corresponding to the left-right eye movements were dominant in the horizontal axes. For those signals, we found an amplitude and duration very prolonged, opposite signals and high amplitude. Thus, the user is able to control the options through moving eyes whereas the raising brow is used to confirm the highlighted option. Finally, prolonged clench option is used for activation and deactivation of the SSVEP-

BCI. Figure 2 shows a summary of the three paradigms allocated for the sEMG/EOG approaches.

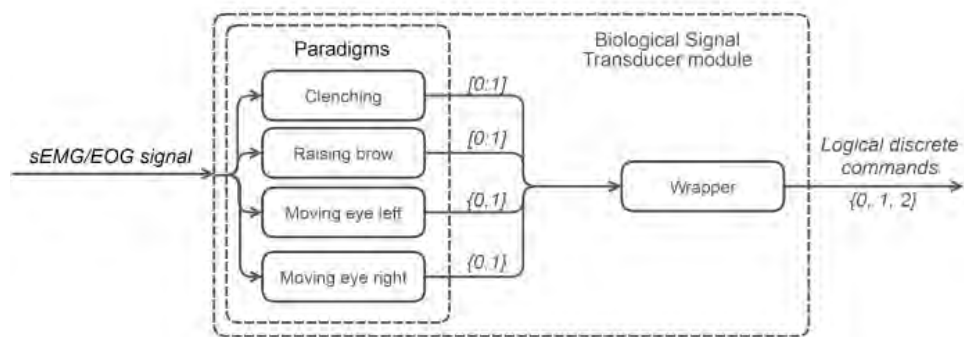


Figure 2. Biological signal transducer module for sEMG/EOG signals.

Each individual performed the tasks regarding the sEMG/EOG in a different personal fashion. Thus, it is quite optimistic to expect that a new user is able to achieve an optimal performance since the first trial. However, our tests revealed that for most users, just a very brief adaptation period was required to figure out the best way to perform the gesture. This adaptation period consisted of 2 or 3 minutes while the user tries to execute a command and observe a visual feedback in a LCD screen. Although this step is not required, it is recommended considering that this procedure can accelerate the development of the user's control skills. Online experiments with eight healthy subjects were performed. Further, the subjects were seated on the wheelchair, in front of the display where the program was running, and asked to perform thirty repetitions per command, resulting in 90 total trials.

In a control panel, the level of clenching and raising brow through continuous values between 0 and 1 is expressed, so it is sufficient to set predefined thresholds to detect the two movements. We opted to trigger an action when the correspondent value is greater than 0.8 and the other one is

less than 0.2. These thresholds were obtained empirically; we found them to provide good results with most subjects. For detecting eye movements, our system provides a discrete number with values 0 and 1. We analyzed the classification accuracy of 720 total trials. Hence, the average accuracy and trial duration using Utility were computed.

2.3. Estimation of MSI for SSVEP-BCI

This stage is in charge of controlling the navigation of the robotic wheelchair. Five subjects (three males and two females), with ages from 21 to 27 years old, were recruited to participate in this study (average age: 25.6; Standard Deviation (STD): 2.61). The research was carried out in compliance with Helsinki declaration, and the experiments were performed according to the rules of the ethics committee of UFES/Brazil, under registration number CEP-048/08.

For the development of the SSVEP-BCI, 12 channels of EEG with the reference at the left ear lobe were recorded at 600 samples/s, with 1 to 100 Hz pass-band. The ground electrode was placed on the forehead. The EEG electrode placements were based on the International 10-20 System. The electrodes used were: P7, PO7, PO5, PO3, POz, PO4, PO6, PO8, P8, O1, O2 and Oz. The equipment used for EEG signal recording was BrainNet-36. The timing of the four LEDs flickers was precisely controlled by a microcontroller (PIC18F4550, Microchip Technology Inc., USA) with 50/50% on-off duties, and frequencies of 8.0 Hz (top), 11.0 Hz (right), 13.0 Hz (bottom) and 15.0 Hz (left). To send commands to the wheelchair, the user has to fix the attention to one of the flickering frequencies.

The EEG data are segmented and windowed in window lengths (WL) of 1 s and 2 s with an overlap of 50% for each evaluated case. Then, a spatial filtering is applied using a

Common Average Reference (CAR) filter and a band-pass filter between 3-60 Hz for the twelve channels.

Several studies [20-22] confirm that visual evoked potentials are generated with greater intensity on the occipital area of the cortex. Based on that fact, we have evaluated the detection of SSVEPs located in the channels O1, O2 and Oz, i. e., these three channels were used as input vector for the feature extractor after the aforementioned filtering process. Multivariate Synchronization Index (MSI) was used for feature extraction.

MSI is a novel method to estimate the synchronization between the actual mixed signals and the reference signals as a potential index for recognizing the stimulus frequency. Zhang *et al.* [23] have proposed the use of a estimator as index, which is based on the entropy of the normalized eigenvalues of the correlation matrix of multivariate signals.

Mathematically, this method assumes that $\mathbf{X}$ is a matrix of size $M \times N$ whose rows represent discrete-time EEG signal segments and the columns represent channels from the occipital electrodes (O1, O2 and Oz). On the other hand, $\mathbf{Y}_i$ consists of a "Fourier series" of stimulus signals.

Let f_i denote the visual stimulus frequency in Hz, where $i = 1$ ($f_1 = 8$ Hz), 2 ($f_2 = 11$ Hz), 3 ($f_3 = 13$ Hz) and 4 ($f_4 = 15$ Hz) denote the target or class of our visual stimuli. Then, the total H harmonic sine vectors $s_1^i, s_2^i, \dots, s_H^i$, and cosine vectors $c_1^i, c_2^i, \dots, c_H^i$ for frequency f_i , all of length, can be constructed as

$$s_j^i = [s_{j,1} s_{j,2} \dots s_{j,N}]^T \quad (1)$$

$$c_j^i = [c_{j,1} c_{j,2} \dots c_{j,N}]^T \quad (2)$$

for $j = 1, 2, \dots, H$, where

$$s_{j,r} = \sin \left(2\pi j r f_i / f_s \right), \quad (3)$$

$$c_{j,r} = \cos \left(2\pi j r f_i / f_s \right), \quad (4)$$

for $r = 1, 2, \dots, N$, and $f_s = 600$ Hz is the sampling frequency used for the acquisition of EEG signals. The reference matrix, $\mathbf{Y}_i$ of size $2H \times N$, corresponds to the stimulus frequency f_i , which can be constructed as

$$\mathbf{Y}_i = s_1^i c_1^i s_2^i c_2^i \dots s_H^i c_H^i{}^T \quad (5)$$

In our case, we have considered the fundamental frequency (it is considered as the first harmonic) and two multiples (harmonics) as the simulated frequency generator, i. e. $H = 3$. Autocorrelation matrices $\mathbf{C}_{11}$ and $\mathbf{C}_{12}$ for $\mathbf{X}$ and $\mathbf{Y}_i$, respectively, and cross-correlation matrices $\mathbf{C}_{12}$ and $\mathbf{C}_{21}$ were changed from the original version [23] due to its inconsistency in the dimensions of each component for the formation of the correlation matrix $\mathbf{C}^i$. The efficiency of our algorithms has been demonstrated in several of our works [24-27]. Thus, in order to find an effective autocorrelation and cross-correlation, we propose the following equations:

$$C_{11} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot \mathbf{X} \mathbf{X}^T \quad (6)$$

$$C_{22} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot \mathbf{Y}_i \mathbf{Y}_i^T \quad (7)$$

$$C_{12} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot \mathbf{X} \mathbf{Y}_i^T \quad (8)$$

$$C_{21} = \left(\frac{1}{N} \right) \cdot \mathbf{Y}_i \mathbf{X}^T \quad (9)$$

A correlation matrix $\mathbf{C}^i$ can be constructed as

$$\mathbf{C}^i = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{bmatrix} \quad (10)$$

The internal correlation structure of $\mathbf{X}$ and $\mathbf{Y}_i$ contained in the matrices $\mathbf{C}_{11}$ and $\mathbf{C}_{12}$, respectively, is irrelevant for the detection of stimulus frequency [28]. It can be removed by constructing a linear transformation matrix

$$U = \begin{pmatrix} c_{11}^{-1/2} & 0 \\ 0 & c_{22}^{-1/2} \end{pmatrix} \quad (11)$$

so that, $\mathbf{C}_{11}^{1/2} \mathbf{C}_{11}^{1/2} = \mathbf{C}_{11}$, $\mathbf{C}_{22}^{1/2} \mathbf{C}_{22}^{1/2} = \mathbf{C}_{22}$ and by applying the transformation $\tilde{\mathbf{C}}^i = \mathbf{UCU}$ results in a transformed correlation matrix

$$\tilde{\mathbf{C}}^i = \begin{pmatrix} I_{M \times M} & C_{11}^{-1/2} C_{12} C_{22}^{-1/2} \\ C_{22}^{-1/2} C_{21} C_{11}^{-1/2} & I_{2H \times 2H} \end{pmatrix} \quad (12)$$

of size $P \times P$, where $P = M + 2H$. The eigenvalues $\lambda_1^i, \lambda_2^i, \dots, \lambda_P^i$, of $\tilde{\mathbf{C}}^i$, normalized as $\tilde{\lambda}_m^i = \lambda_m^i / \sum_{m=1}^P \lambda_m^i$ for $m = 1, 2, \dots, P$, can be used to evaluate the synchronization index S_i for matrix $\mathbf{Y}_i$ as in [23]:

$$S_i = 1 + \frac{\sum_{m=1}^P \tilde{\lambda}_m^i \log(\tilde{\lambda}_m^i)}{\log(P)} \quad (13)$$

Then, i indices and their respective classes (S_1, S_2, S_3, S_4) were obtained. Finally, the class was obtained through a criterion of maxima.

$$S = \max_{1 \leq i \leq 4} S_i \quad (14)$$

In this case, the way to assess the performance of the SSVEP-BCI system was the Shannon's Information Transfer Rate (ITR), see details in [29].

3. System Architecture

sEMG, EOG and EEG signals are captured by the signal acquisition equipment, which has inputs for electromyographic and electroencephalographic signals. Through a computational sniffer the biological signals are read from the equipment, then these signals are transmitted and processed in an embedded computer by algorithms developed in MATLAB. This embedded computer in the wheelchair has the following specifications: Mini ITX motherboard, 3.40 GHz Intel Core i5 processor, and 4GB RAM.

The data are analyzed in the main routine and the prolonged clench signal works as a switch, which determines the operation of the navigation or the smart environment control. Raising brow or moving the eyes are used to control the devices inside the house. The navigation of the wheelchair is executed through the SSVEP-BCI approach, which is based on commands and these are used for directional control of the wheelchair. The LED on the above side (8 Hz) indicates forward, the LED on the right indicates the movement to the right turn (11 Hz), the LED on the left side (15 Hz) indicates the movement to the left turn and, finally, the LED on the bottom (13 Hz) indicates stopping. Figure 3 shows all electrode placement locations and a user on the wheelchair. The sEMG/EOG electrodes were placed in the lateral canthus of the eye (F7 and F8 position according 10-20 standard) in order to monitoring the frontal lobe. Figure 4 shows the general block diagram of the proposed system.

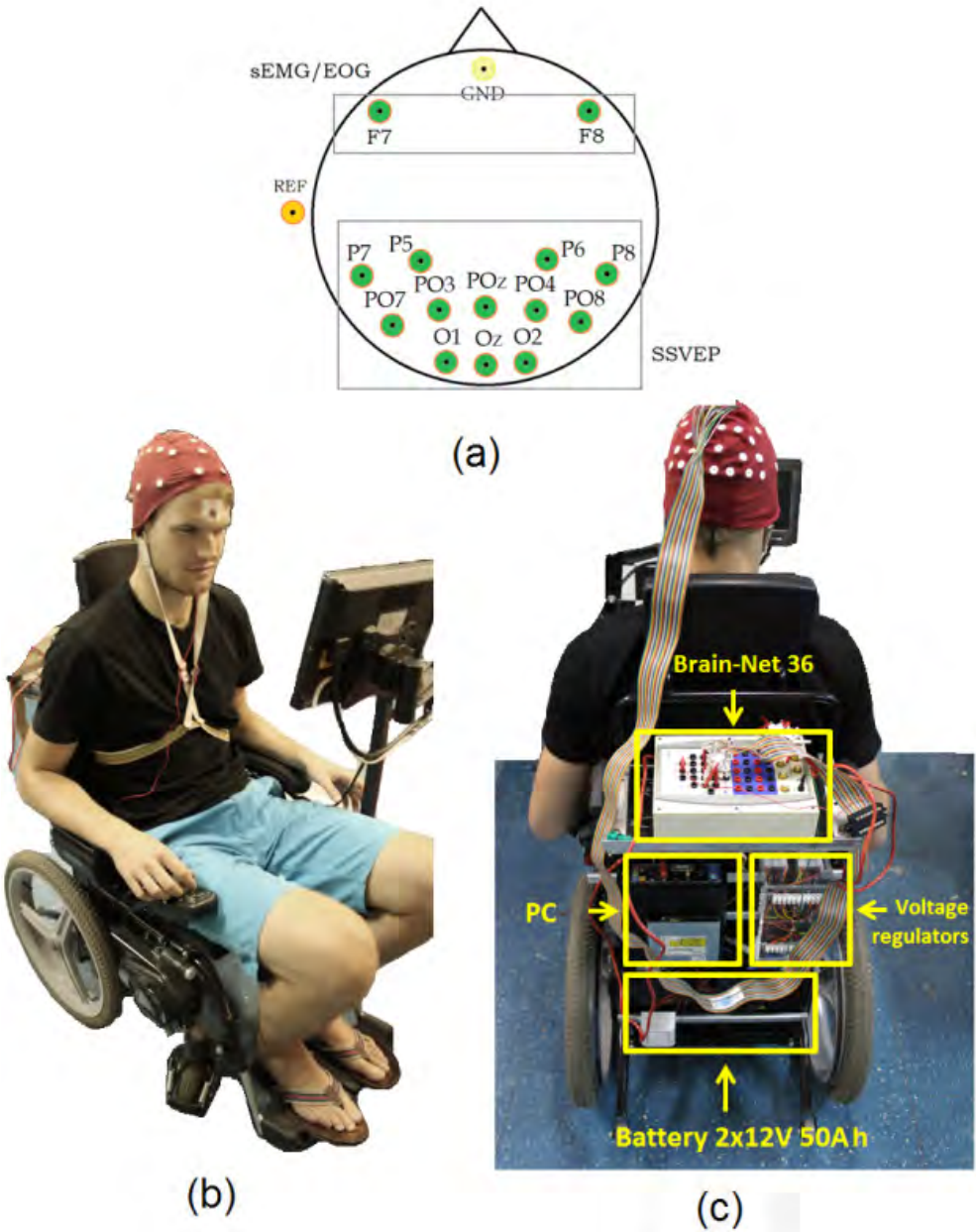


Figure 3. (a) Electrode placement location using 10-20 system for our system.; (b) an user using the wheelchair; (c) details of the back of the robotic wheelchair.

4. Experimental Results

Table 1 summarizes the classification outcome for muscle movement tasks. Each movement is treated independently because a subject may be able to execute some movement very better (or worse) than the others. It can be noticed that the average accuracy is remarkably higher than random guessing and often expresses a very good performance of the classifier.

Prolonged clench			
Subject	Acc. [%]	Time [s]	Utility [bits/min]
1	100	1.06	58.80
2	100.00	0.86	72.60
3	97.00	1.29	45.18
4	100.00	2.08	30.00
5	93.00	3.09	17.52
6	83.00	2.07	20.13
7	87.00	3.86	11.87
8	100.00	2.20	28.38
Average	95.00	2.06	35.56
Raising brow			
Subject	Acc. [%]	Time [s]	Utility [bits/min]
1	-	-	-
2	90.00	1.35	37.20
3	100.00	1.12	55.80
4	93.00	1.87	28.92
5	73.00	2.41	12.00
6	80.00	1.55	24.18
7	97.00	3.41	17.10
8	63.00	2.81	5.88
Average	85.00	2.07	25.87

Moving eyes			
1	100.00	1.60	39.00
2	100.00	1.58	39.60
3	100.00	1.87	33.60
4	73.00	6.32	4.56
5	100.00	2.39	26.15
6	97.00	1.43	40.79
7	73.00	4.07	7.16
8	97.00	3.67	15.89
Average	93.00	2.87	25.85

Table 1. Results summary for sEMG/EOG control.

Nevertheless, as often in assistive technologies, some users show troubles while realizing a certain movement that preclude them to give the correspondent command. For example, subject 1 was not able to succeed while raising brow.

On the other hand, the concept of Utility is expressed as the average benefit b_d brought by any correctly operate device divided by the expected time T_d needed to operate it. Suppose the CI exhibits n options, the information carried by the device choice is $b_d = \log_2 n$ bits. Since the computation of Utility depends on which menu option the user wants to operate, we consider the mean Utility as the arithmetic mean of the Utility in a menu with four options and express the result in bits per minute to facilitate the comparison with ITR.

A critical advantage of control by means of muscle movement is the speed of recognition. It can be seen that an operation is triggered after a very small amount of time. Figure 5 represents the results of online tests using facial expressions. Each point represents an expression made by a user. Points in the top-left corner indicate better performance. The size of

the dots represents the value of Utility. This could lead to a fast and efficient control paradigm, especially after a period of training and self-improvement.

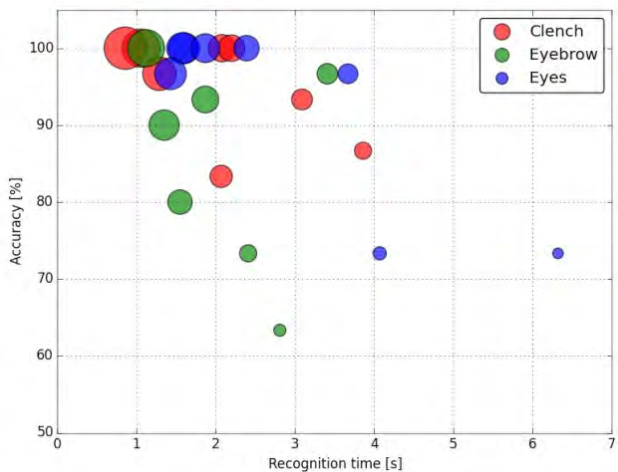


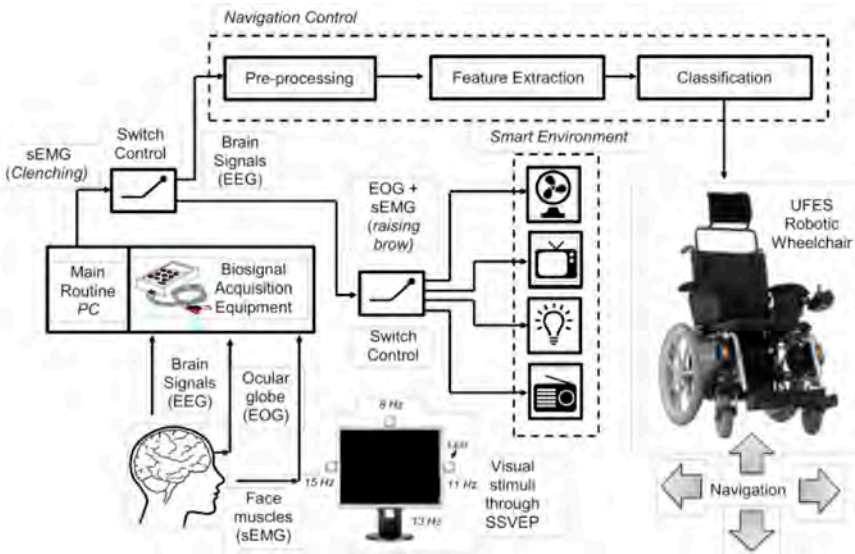
Figure 5. Comparison between control of the system from different muscle movements and speed of recognition.

For evaluation of the control by EEG, each volunteer (during 30 seconds) fixes his/her attention to each stimulus presented in the four sides of the display onboard the wheelchair (see Figure 4) and the results are shown in Table 2. Good results were achieved with the developed SSVEP-BCI, considering that subjects never used a BCI and neither had previous training. It is confirmed that the increase in accuracy is related to the increase of the time windows; this suggests the hypothesis while more information is processed, the feature extractor can detect visual evoked potentials with more precision.

WL = 1 s		Subjects				
Frequency	s1	s2	s3	s4	s5	
8 Hz	86.67	78.33	91.67	65.00	51.66	
11 Hz	80.00	63.33	85.00	93.33	46.67	
13 Hz	60.00	65.00	83.00	56.67	40.00	
15 Hz	57.63	42.37	59.32	49.15	22.03	
Mean Acc. [%]	71.08	62.26	79.75	66.04	40.09	
ITR [bits/min]	40.44	26.74	57.13	32.24	4.75	

WL = 2 s		Subjects				
Frequency	s1	s2	s3	s4	s5	
8 Hz	93.33	86.67	93.33	93.33	60.00	
11 Hz	80.00	80.00	96.67	100.00	63.33	
13 Hz	73.33	83.33	96.67	90.00	60.00	
15 Hz	79.31	58.62	62.07	75.86	31.03	
Mean Acc. [%]	81.49	77.16	87.19	89.80	53.59	
ITR [bits/min]	30.47	25.88	37.34	40.89	8.05	

Table 2. Accuracy results for control by EEG using WL of 1 s and 2 s.



The system paradigm of our multimodal system.

5. Conclusion

In this paper we presented a multimodal system capable to employ different biological signals in order to control several home appliances and the navigation of a robotic wheelchair. Three control paradigms using sEMG, EOG and EEG signals were introduced and each stage showed a good performance for most subjects. Our strategy provides the reliability in terms of classification result and safety of wheelchair control. To evaluate the sEMG/EOG system, eight subjects participated of the experiments. The average accuracy for prolonged clench approach was of 95%, the raising brow was 85% and moving eyes achieved 93%. On the other hand, five subjects participated of the study for the SSVEP-BCI. According to our results, the highest value of accuracy and ITR were for the subject 3 with 79.75% and 57.13 bits/min, respectively, with WL of 1s and for the subject 4 with 89.80% and 40.89 bits/min, respectively, with WL of 2 s.

6. Acknowledgements

The authors thank FAPES (a foundation of the Secretary of Science and Technology of the State of Espirito Santo, Brazil), CAPES (a foundation of the Brazilian Ministry of Education) and CNPQ (The Brazilian National Council for Scientific and Technological Development), for the support given to this work.

7. References

- [1] J. Wolpaw, N. Birbaumer, W. Heetderks, D. McFarland, P. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. Quatrano, C. Robin-

- son and T. Vaughan. "Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting". *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 8(2), 164-173. 2000.
- [2] C. H. Chen, M. S. Ho, K. K. Shyu, K. C. Hsu, K. W. Wang and P. L. Lee. "A noninvasive brain computer interface using visually-induced near-infrared spectroscopy responses". *Neuroscience Letters*, Volume 580, 22-26. 2014.
- [3] S. Kelly, E. Lalor, R. Reilly, and J. Foxe, "Visual spatial attention tracking using high-density SSVEP data for independent brain-computer communication". *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 13(2), 172-178. 2005.
- [4] X. Gao, D. Xu, M. Cheng, and S. Gao. "A BCI based environmental controller for the motion-disabled". *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 11(2), 137-140. 2003.
- [5] B. He. *Neural Engineering*. Springer. 2013.
- [6] D. Zhang, A. Maye, X. Gao, B. Hong, A. K. Engel, and S. Gao. "An independent brain-computer interface using covert non-spatial visual selective attention". *J. Neural Eng.* 2010.
- [7] Holzner, C., Guger, C., Edlinger, G., Gronegess, C., and Slater, M. (2009). Virtual Smart Home Controlled by Thoughts. In *Enabling Technologies: Infrastructures for Collaborative Enterprises. WETICE '09. 18th IEEE International Workshops on*, 236-239. 2009.
- [8] C. Z. Ou, B. S. Lin, C. J. Chang and C. T. Lin. Brain Computer Interface-based Smart Environmental Control System. In *Intelligent Information Hiding and Multimedia Signal Processing (IIH-MSP), 2012 Eighth International Conference on*, 281-284. 2012.
- [9] G. Edlinger and C. A. Guger. A hybrid Brain-Computer Interface for improving the usability of a smart home con-

- trol. In Complex Medical Engineering (CME), 2012 ICME International Conference on, 182-185. 2012.
- [10] M. Wang, I. Daly, B. Z. Allison, J. Jin, Y. Zhang, L. Chen and X. Wang. A new hybrid BCI paradigm based on P300 and SSVEP. *Journal of Neuroscience Methods*. 244: 16-25. 2014.
- [11] S. M. T. Muller, A. M. de Sa, T. F. Bastos-Filho and M. Sarcinelli-Filho. Spectral techniques for incremental SSVEP analysis applied to a BCI implementation. V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011, pp. 1090-1093. 2011.
- [12] Z. Xu, J. Li, R. Gu and B. Xia. Steady-State Visually Evoked Potential (SSVEP)-Based Brain-Computer Interface (BCI): A Low-Delayed Asynchronous Wheelchair Control System. *Neural Information Processing*. 19th International Conference, ICONIP. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 305-314. 2012.
- [13] P. F. Diez, S. M. T. Muller, V. A. Mut, E. Laciari, E. Avila, T. F. Bastos-Filho and M. Sarcinelli-Filho. Commanding a robotic wheelchair with a high frequency steady-state visual evoked potential based brain-computer interface. *Med. Eng. Phys.* 2013.
- [14] Y. Li, J. Pan, F. Wang and Z. Yu. A Hybrid BCI System Combining P300 and SSVEP and Its Application to Wheelchair Control. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 60(11), 3156-3166. 2013.
- [15] Y. Punsawad and Y. Wongsawat. Hybrid SSVEPmotion visual stimulus based BCI system for intelligent wheelchair. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, 7416-7419. 2013.
- [16] T. Bastos, S. Muller, A. Benevides and M. Sarcinelli-Filho. Robotic wheelchair commanded by SSVEP, motor imagery and word generation. In *Engineering in Medicine and Biol-*

- ogy Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, 4753-4756. 2011.
- [17] L. Cao, J. Li, H. Ji and C. Jiang. A hybrid brain computer interface system based on the neurophysiological protocol and brain-actuated switch for wheelchair control. *Journal of Neuroscience Methods*, 229, 33-43. 2014.
- [18] F. Ferrara, A. Bissoli and T. Bastos-Filho. Designing an Assistive Control Interface based on Utility. *Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technology IWAT 2015, Vitoria, Brazil*, 142-145. 2015.
- [19] B. Dal Seno, M. Matteucci and L. Mainardi. The Utility Metric: A Novel Method to Assess the Overall Performance of Discrete Brain-Computer Interfaces. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 18(1), 20-28. 2010.
- [20] M. A. Pastor, J. Artieda, J. Arbizu, M. Valencia and J. C. Masdeu. Human cerebral activation during steady-state visual-evoked responses. *The Journal of Neuroscience*, vol. 23, no. 37, pp. 11621-11627. 2003.
- [21] Zhang Y, Wang R, Hong B, Gao X and Gao S. Source Estimation of Contrast-related Perception Based on Frequency-Tagged Binocular Rivalry. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE*, pp.1177-1180. 2006.
- [22] Di Russo F, Pitzalis S, Aprile T, Spitoni G, Patria F, Stella A, Spinelli D and Hillyard SA. Spatiotemporal analysis of the cortical sources of the steady-state visual evoked potential. *Hum. Brain Mapp*, vol. 28, pp. 323-334. 2007.
- [23] Y. Zhang, P. Xu, K. Cheng, D. and Yao. Multivariate synchronization index for frequency recognition of SSVEP-based brain computer interface. *Journal of Neuroscience Methods*, 221(0), 32-40. 2014.
- [24] R. Tello, S. Müller, T. Bastos-Filho and A. Ferreira A. A Comparison of Techniques and Technologies for SSVEP

- Classification. IEEE-ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC). Salvador, Brazil, 2014.
- [25] R. Tello, S. Müller, T. Bastos-Filho and A. Ferreira A. Comparison of new techniques based on EMD for control of a SSVEP-BCI. Industrial Electronics (ISIE). IEEE 23rd International Symposium on, pp. 992,997, 1-4. Istanbul, Turkey. 2014.
- [26] R. Tello, S. Müller, T. Bastos-Filho and A. Ferreira A. Comparison between wire and wireless EEG acquisition systems based on SSVEP in an independent-BCI. in: 36th annual international conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'14), Chicago, USA. 2014.
- [27] R. Tello, J. Pant, S. Müller, S. Krishnan and T. Bastos Filho. An Evaluation of Performance for an Independent SSVEP-BCI Based on Compressive Sensing System. in: 13th Proc. IUPESM World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Toronto, Canada. 2015.
- [28] C. Carmeli, M. G. Knyazeva, G. M. Innocenti and O. D. Feo. Assessment of EEG synchronization based on state-space analysis. *NeuroImage*, 25, 339-354. 2005.
- [29] F. B. Vialatte, M. Mauriceb, J. Dauwelsc and A. Cichocki. Steady state visually evoked potentials: Focus on essential paradigms and future perspectives. *Progress in Neurobiology*, 90, 418-438. 2010.



WORKSHOP

Prótesis para la Mejora de la Calidad de Vida

CP-Walker: plataforma robótica para la rehabilitación de la marcha en niños con Parálisis Cerebral

C. Bayón, E. Rocon, R. Raya, O. Ramírez, M.D. del Castillo, J.I. Serrano y S. Lerma¹

Resumen: Este artículo presenta una plataforma robótica denominada CP-Walker pensada para reducir el tiempo de rehabilitación post-quirúrgica de pacientes con parálisis cerebral (PC), en concreto, niños. La PC se entiende como un trastorno de la postura y el movimiento debido a un defecto o lesión en el cerebro antes de su completo desarrollo. En el caso de problemas musculoesqueléticos severos, uno de los tratamientos principales es la cirugía ortopédica, teniendo ésta actualmente un tiempo de recuperación bastante lento. La plataforma CP-Walker combina un andador inteligente y un exoesqueleto junto con interfaces avanzadas (Brain Computer Interface - BCI) para la interacción humano-robot. En lo que sigue, se describe tanto el diseño conceptual como el desarrollo de la plataforma CP-Walker.

Abstract: This paper presents a robotic platform called CP-Walker, used to reduce the post-surgical rehabilitation period of patients with cerebral palsy (CP), principally children. CP is a disorder of posture and movement due to a defect or lesion in the immature brain. In case of severe musculoskeletal problems, orthopedic surgery is one of the principal treatments, but nowadays, the reha-

¹ Grupo de Ingeniería Neural y Cognitiva (GNEC). Centro de Automática y Robótica (CAR). Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC). C.e.: cristina.bayon@csic.es.

bilitation time is quite slow. CP-Walker platform is composed by a smart walker and an exoskeleton, used with advanced interfaces (Brain Computer Interface - BCI) for the interaction human-robot. In this paper, the conceptual design and development of platform CP-Walker are described.

1. Introducción

La parálisis cerebral (PC) es una de las discapacidades de infancia más severas, solicitando grandes demandas en materia de salud, educación y servicios sociales, tanto a las familias como a los propios niños. La definición más frecuente que se otorga a la PC es un trastorno de la postura y el movimiento debido a un defecto o lesión en el cerebro antes de su completo desarrollo. El término de PC engloba un conjunto de discapacidades en el movimiento y la postura que están asociados a una lesión no progresiva ocasionada en el cerebro inmaduro de un feto o durante los primeros meses de crecimiento del niño. Las lesiones son permanentes pero no invariables, y provocan ciertas limitaciones para realizar actividades. La PC a menudo se asocia a déficits sensoriales, impedimentos cognitivos, discapacidades de comunicación y motoras, problemas de comportamiento, trastornos, dolor y problemas musculoesqueléticos secundarios, [1].

Las causas principales y factores de riesgo de la PC son: embarazos múltiples, partos prematuros, falta de oxígeno en el parto, problemas alimenticios, hospitalización prolongada o infección postnatal, y esta enfermedad es más común en el sexo masculino, [2].

A pesar de los avances en la prevención y tratamiento en el embarazo, en el parto y en las primeras fases de vida, las cifras de personas afectadas han aumentado ligeramen-

te. Esto último es debido, fundamentalmente, al aumento de la supervivencia de bebés prematuros en situación crítica, consecuencia de una sustancial mejora en los tratamientos y cuidados recibidos, [3].

En muchos de los casos, la PC contribuye a una pérdida de funcionalidad, con problemas asociados de marcha, fatiga, reducción de la actividad o restricciones en la participación social. La cirugía ortopédica es uno de los tratamientos más utilizados en PC cuando existen problemas musculoesqueléticos severos, y mediante la cual, en un porcentaje de los sujetos, se minimiza la pérdida de funcionalidad mencionada, [4]. Una de las principales técnicas es la *cirugía ortopédica multinivel*, que implica que en la intervención tienen lugar al menos dos procedimientos ortopédicos (tejidos blandos y/o huesos) en diferentes puntos anatómicos y en ambas extremidades inferiores en un único procedimiento quirúrgico, [5]. El objetivo de estas intervenciones es corregir las deformidades existentes y mejorar la marcha de los niños con PC. Esta intervención recibe el nombre de *Cirugía multinivel de único evento* (SEMLS, en nomenclatura anglosajona) cuando se realiza en un paciente que no ha sido intervenido previamente.

Tras llevar a cabo el procedimiento de la técnica SEMLS, es necesario un período de recuperación de hasta dos años para poder obtener un nivel funcional adecuado. Por tanto, conviene crear nuevas estrategias que disminuyan la asistencia y la dedicación requerida en la rehabilitación, así como el coste económico que esta condición supone para el paciente, los cuidadores y la sociedad. Esto implicará que las acciones de promover, mantener y rehabilitar la capacidad funcional del niño se realicen en un tiempo bastante inferior al indicado anteriormente, [6].

Actualmente existen dispositivos robóticos de miembro inferior para la rehabilitación de niños con PC, entre los cuales

pueden destacar *Lokomat*, *Innowalk* e *Innowalk-Pro*, todos ellos dispositivos estáticos en cuanto a que el usuario no se desplaza alrededor de su entorno. *Lokomat* está formado por un exoesqueleto de dos piernas a las que se acoplan motores, un soporte parcial para el peso corporal y una cinta de andar sincronizada, [7]. *Innowalk* e *Innowalk-Pro* aportan a las personas discapacitadas la oportunidad de experimentar un movimiento asistido, guiado y repetitivo con un movimiento de piernas firme y corregido, [8]. En la bibliografía se encuentran estudios realizados a pacientes con PC en los que se incluye el uso de estos dispositivos comentados, [9], [10].

Con el fin de mejorar las terapias actuales surge CP-Walker, cuyo principal objetivo es desarrollar y validar una plataforma robótica que sirva de apoyo a las terapias de rehabilitación post-quirúrgica SEMLS y *reduzca el tiempo de rehabilitación integrando el sistema nervioso central (SNC) y el sistema nervioso periférico (SNP) dentro de la terapia*. Este objetivo será alcanzado mediante el desarrollo de una plataforma robótica (andador inteligente + exoesqueleto + neuroprótesis) controlada por una interfaz multimodal que sirva de canal de comunicación entre la persona con PC y la terapia de rehabilitación.

2. Concepto de CP-Walker

Actualmente, la mayoría de las terapias post-quirúrgicas ponen su énfasis en el SNP, basándose de este modo en la reorganización del control motor. Sin embargo, la PC afecta principalmente a las estructuras cerebrales, por lo que para una rehabilitación física óptima, tanto el SNP como el SNC deben estar involucrados en el proceso. Además, teniendo en cuenta que la plasticidad cerebral que presenta la población objetivo (niños y jóvenes) es muy grande (mucho mayor a

la de un adulto), se concluye que la terapia tendrá un mayor impacto en la mejora de los patrones motores.

CP-Walker es un modelo de robot actualmente en desarrollo cuyo enfoque va orientado a proporcionar el concepto innovador de integrar el SNC y el SNP en las intervenciones terapéuticas. Su principal objetivo es desarrollar y validar una plataforma robótica que sirva de apoyo a las terapias de rehabilitación post-quirúrgicas SEMLS y con ello, reducir el tiempo de rehabilitación. Esta plataforma robótica está compuesta por un andador inteligente, un exoesqueleto y una neuroprótesis, y se controlará a través de una interfaz multimodal que actuará como canal de comunicación entre la persona con PC y la terapia de rehabilitación. Mediante el uso de la plataforma robótica el usuario puede experimentar una marcha autónoma en un entorno real de rehabilitación, de forma que el peso del paciente descansa sobre un andador inteligente a través del exoesqueleto. De este modo, CP-Walker proporcionará una estructura que mejorará los patrones de marcha del niño con PC y prevendrá futuras deformidades óseas.

La **Imagen 1** muestra el diseño de CP-Walker. En esta sección se abordan sus principales componentes y funciones.

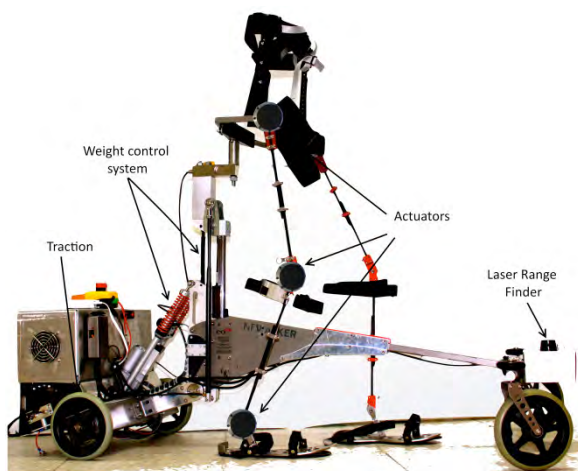


Imagen 1. Plataforma CP-Walker.

2.1. Andador inteligente

El sistema se constituye realizando modificaciones mecánicas sobre el dispositivo *NF-Walker de Made for Movement*, y con-

cretamente, la adaptación del andador inteligente CP-Walker es conseguida mediante la inclusión de tres sistemas en el robot *NF-Walker*:

- **Sistema de tracción de la plataforma:** aporta movimiento al andador para que éste pueda acompañar al paciente durante la realización de la terapia, y con ello se consiga el apoyo necesario para un tratamiento de deambulación en espacios reales (**Imagen 2**). Para ello, se incorporan dos motores de tracción a las ruedas traseras, independientes entre sí, con lo que se permite la posibilidad de realizar giros con el andador incluso sobre su mismo eje.

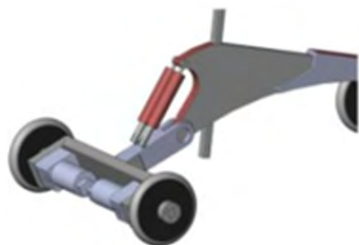


Imagen 2. Sistema de tracción de CP-Walker.

- **Sistema de control de descarga del peso del usuario:** consigue descargar sólo un porcentaje del peso del paciente en el suelo, mientras el resto permanece suspendido (**Imagen 3**). El soporte parcial de peso contribuirá a facilitar la realización de ejerci-

cios en caso de sesiones primarias (donde el paciente se encuentra más débil) o en usuarios con un grado *Gross Motor Function Classification System* (GMFCS) más elevado.



Imagen 3. Sistema de control de descarga del peso CP-Walker.

- **Sistema de regulación de altura para adaptación a la antropometría del usuario:** utilizado para adaptar CP-Walker a diferentes pacientes de forma que la altura del niño no sea un hándicap para su utilización (**Imagen 4**).

Existen varias referencias, [11], [12], en las que se demuestra que las estrategias robóticas para la rehabilitación de la marcha mejoran la velocidad y la resistencia en la deambulación de los pacientes. Del mismo modo, según [13], la pro-

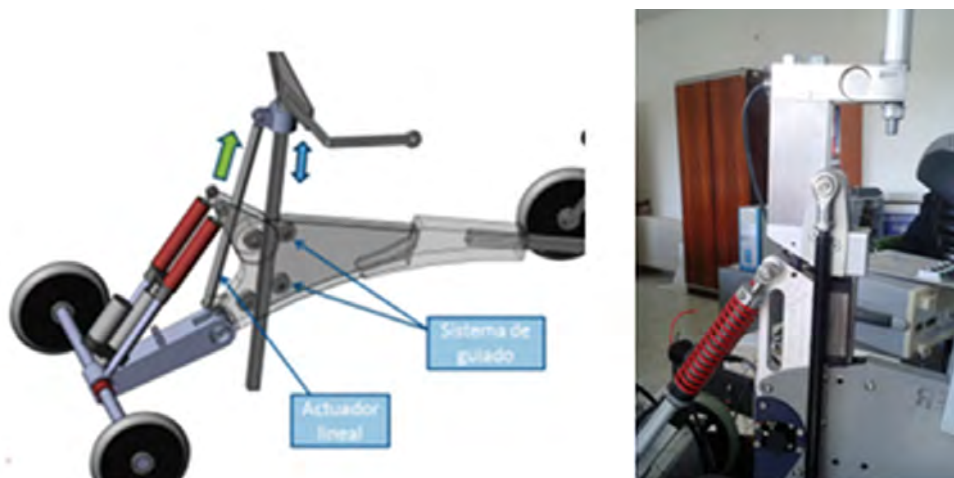


Imagen 4. Sistema de regulación de altura CP-Walker.

visión de soporte parcial de peso corporal (PBWS) en terapias robóticas es beneficioso en el caso de niños que sufran PC con una discapacidad de la marcha más severa (GMFCS 3 y 4), y finalmente, la rehabilitación en escenarios ambulatorios reales y la inclusión de los SNC y SNP dentro del tratamiento, fomentarán la consecución de ejercicios más desafiantes y una recuperación física deseable.

2.2. Exoesqueleto

Para lograr el apoyo motorizado y mejorar la marcha del paciente a través de ajuste de fuerza e intensidad de movimiento individual, se introduce el **sistema de control del movimiento de las articulaciones del exoesqueleto (Imagen 5)**, y está formado por el montaje de seis articulaciones (cadera, rodilla y tobillo de cada una de las dos piernas) a las cuales irá acoplado un motor que será el que proporcione el giro. El control de dichas articulaciones se realiza teniendo en cuenta los grados que deben alcanzar cada una de ellas para seguir un patrón normalizado de la marcha.



Imagen 5. Sistema de control del movimiento de las articulaciones del exoesqueleto CP-Walker.

A pesar de que el andador inteligente permite la realización de giros, el exoesqueleto está pensado para movimientos desarrollados sólo en el plano sagital de la marcha. Con lo cual, cuando surja la necesidad de rotar el conjunto de la plataforma para cambiar de sentido, esto se realizará con el paciente totalmente suspendido sin que toque el suelo. Con esta restricción se pretende, entre otras cosas, la comparación con terapias convencionales como las barras paralelas.

3. Interacción humano-robot

La interacción entre el paciente y la plataforma como ya se ha comentado, se realizará a través de una interfaz multi-modal Humano-Robot (MHRI, en nomenclatura anglosajona) que tiene como cometido principal junto con programas de rehabilitación específicos, integrar el SNC y el SNP dentro de la terapia. Esta interfaz se servirá de distintos sensores:

- **Unidad de análisis electroencefalográfico (EEG)** con el fin de recoger la mayor parte de la información motora.
- **Sensores inerciales (IMUs):** para leer información de ángulos de tronco y extremidades del usuario de modo que se permita realizar un control postural del paciente.
- **Sistema electromiográfico (EMG):** cuyo objetivo será el de medir co-contracciones en músculos con el fin de detener el dispositivo si éstas suceden.
- **Láser (LRF):** como instrumento de medida del movimiento de las piernas (cadencia y amplitud de paso) para realizar una terapia de seguimiento robot-paciente en función de éstos parámetros de entrada.
- **Galgas extensiométricas, potenciómetros y motores:** permiten ajustar a cada niño la intensidad y fuerza necesarias del movimiento.

La integración de la MHRI permite, junto a la implementación de programas de rehabilitación específicos, incluir la planificación voluntaria del usuario en la terapia, promoviendo la reorganización cerebral y por tanto, integrando el SNC dentro de la terapia.

El fin que se pretende conseguir es que el sistema funcione en modo "Causa-Efecto" tomando como comando de actuación la señal cerebral a través del EEG. La relación entre

el pensamiento de una acción y que esta acción se ejecute (movimiento del robot), refuerza los canales de comunicación entre el SNP y SNC (facilitación asociativa) con lo que el impacto de la rehabilitación es mayor.

La **Imagen 6** muestra una fotografía de un paciente realizando una experimentación en el Hospital Niño Jesús de Madrid. En ella se trabaja en un entorno virtual donde el usuario puede controlar, mediante actividad cerebral, el momento en que un avatar empieza a caminar.



Imagen 6. Paciente durante pruebas de EEG en el Hospital Niño Jesús.

4. Puesta en marcha

El sistema CP-Walker ha sido diseñado de un modo versátil con el fin de que puedan configurarse diferentes escenarios de rehabilitación y se permita trabajar de forma paralela con

las distintas partes que componen el sistema. El proyecto se está llevando a cabo a través del Consejo Superior de Investigaciones Científicas, el cual realiza las distintas pruebas con pacientes en el Hospital Infantil Universitario Niño Jesús de Madrid.

En la fase más aguda del post-operatorio, es decir, inmediatamente después de la intervención quirúrgica, se crea un entorno virtual para entrenar al paciente en las relaciones "Causa-Efecto". En este entrenamiento el paciente practica sentado y viste un casco de electrodos, que miden la actividad electroencefalográfica (EEG) y detectan la intención de movimiento, y unas gafas de realidad virtual que consiguen la inmersión total del usuario en el entorno. Una vez detectada la intención de movimiento, un avatar en primera persona comienza a caminar en el entorno virtual. Esta relación simple de "Causa-Efecto" facilita la asociación de los canales del SNP y SNC.

Las siguientes fases del tratamiento cuentan con diferentes escenarios reales donde el paciente viste el exoesqueleto y realiza varias terapias con la plataforma. Por ejemplo, se plantea el movimiento del dispositivo a través del uso de un sensor láser colocado en la parte frontal, de modo que se generan comandos de control de la marcha en función de la longitud de paso del usuario y la cadencia. Del mismo modo, se realiza también un control postural del tronco del paciente a través de sensores inerciales aportando un feedback al niño, o incluso se puede llegar a mover la plataforma mediante distintos músculos del cuerpo con el uso del EMG.

Ya en las últimas fases, el usuario estará suficientemente preparado para comandar el sistema CP-Walker a través de su propia intención de movimiento tal y como lo hizo con el avatar virtual.

5. Conclusiones

Este artículo ha introducido el concepto de CP-Walker como dispositivo robótico para la rehabilitación de extremidades inferiores en niños con PC. La idea o concepción de CP-Walker tiene como propósito final la creación de una plataforma robótica que ayude a reducir el tiempo de rehabilitación tras intervenciones quirúrgicas tipo SEMLS, integrando en las terapias a desarrollar con los pacientes tanto el SNC como el SNP.

El sistema ha sido construido sobre la plataforma comercial *NF-Walker*, dotando al diseño original de la posibilidad de actuar sobre la tracción, el soporte dinámico del peso del paciente, el control de la altura y el control del movimiento de las articulaciones del exoesqueleto. Todo ello configura un sistema muy versátil que permite implementar diferentes programas de rehabilitación adaptados a los distintos niveles funcionales del paciente.

Para facilitar la interacción humano-robot se han previsto distintas posibilidades entre las que destaca el sistema BCI (Brain Computer Interface) que permite accionar el andador con las señales cerebrales. Adicionalmente, se emplean otros sensores electrofisiológicos como el EMG para medir la actividad muscular, los sensores inerciales para la medida del movimiento y la postura del paciente, sensor láser para medida del movimiento de las extremidades inferiores, y galgas extensiométricas y potenciómetros con el fin de recoger todos los parámetros relacionados con la marcha humana.

Se espera que esta plataforma acelere el progreso rehabilitador y aumente la implicación del paciente a través de escenarios más motivadores y complementarios al tratamiento tradicional.

Con todo ello, CP-Walker será el primer entrenador con soporte dinámico del peso y apoyo al movimiento de las articulaciones en entornos reales.

6. Agradecimientos

Los autores desean expresar su agradecimiento a los usuarios que participan en la evaluación de la plataforma y al organismo financiador del proyecto CP-Walker, Plan Nacional Ministerio de Economía y Competitividad (MINECO), así como a los distintos centros a través de los cuales se lleva a cabo este proyecto de investigación: Instituto de Biomecánica de Valencia, Hospital Niño Jesús de Madrid y Consejo Superior de Investigaciones Científicas.

7. Referencias

- [1] M. Bax, D. M. Frcp, P. Rosenbaum, B. Dan, H. Universitaire, R. Fabiola, U. L. De Bruxelles, M. Goldstein, and D. D. Pt, "Review Proposed definition and classification of cerebral palsy , April 2005 Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy," no. April, pp. 571–576, 2005.
- [2] I. Novak, "Evidence-Based Diagnosis, Health Care, and Rehabilitation for Children With Cerebral Palsy," *J. Child Neurol.*, no. June, Jun. 2014.
- [3] E. Blair, "Epidemiology of the Cerebral Palsies," *Orthop. Clin. North Am.*, vol. 41, no. 4, pp. 441–455, 2010.
- [4] C. E. Bache, P. Selber, and H. K. Graham, "The management of spastic diplegia," *Curr. Orthop.*, vol. 17, no. 2, pp. 88–104, 2003.
- [5] M. McGinley, F. Dobson, R. Ganeshalingam, B. Shores, E. Rutz, and H. Graham, "Single-event multilevel surgery for children with cerebral palsy: a systematic review," *Dev. Med. Child Neurol.*, 2011.
- [6] J. Parkes, B. Caravale, M. Marcelli, F. Franco, and A. Colver, "Parenting stress and children with cerebral palsy: a

- European cross-sectional survey," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 53, pp. 815–821, 2011.
- [7] A. Meyer-Heim and H. J. a van Hedel, "Robot-assisted and computer-enhanced therapies for children with cerebral palsy: current state and clinical implementation.," *Semin. Pediatr. Neurol.*, vol. 20, no. 2, pp. 139–45, Jun. 2013.
- [8] Made for Movement, "Innowalk | Made for Movement." [Online]. Available: <http://madeformovement.com/products/innowalk#top>. [Accessed: 21-Jul-2014].
- [9] Innowalk, *Experience from two counties in Norway*, no. 56. 2009.
- [10] P. R. Verazaluce-Rodríguez, P. Rodríguez-Martínez, S. Neri-Gámez, and R. M. Hernández-Aquino, "Evolución de la marcha en pacientes con parálisis cerebral y desplazamiento asistido, mediante su entrenamiento con equipo de asistencia robótica," *Rehabilitación*, vol. 48, no. 1, pp. 3–8, Jan. 2014.
- [11] M. Spenko, H. Yu, and S. Dubowsky, "Robotic personal aids for mobility and monitoring for the elderly," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil.*, no. 14(3), pp. 344–351, 2006.
- [12] a Meyer-Heim, C. Ammann-Reiffer, a Schmartz, J. Schäfer, F. H. Sennhauser, F. Heinen, B. Knecht, E. Dabrowski, and I. Borggraefe, "Improvement of walking abilities after robotic-assisted locomotion training in children with cerebral palsy," *Arch. Dis. Child.*, vol. 94, no. 8, pp. 615–20, Aug. 2009.
- [13] K. Willoughby, K. Dodd, and N. Shields, "A systematic review of the effectiveness of treadmill training for children with cerebral palsy," *Disabil. Rehabil.*, 2009.

An Experimental Setup for In Vivo Electrophysiological Investigation in Retinal Prosthesis

Alejandro Barriga-Rivera, Calvin D. Eiber, Paul B. Matteucci, Spencer C. Chen, John W. Morley, Nigel H. Lovell & Gregg J. Suaning¹

Abstract: *Researchers around the globe are working towards restoring vision to the blind through the development of a visual neuroprosthesis. Overcoming physical, technical and biological limitations represents one of the main challenges for the scientific community and will eventually benefit the wellbeing of the recipients of these devices. Thus, understanding the physiological mechanisms of prosthetic vision plays a key role. In this context, in vivo electrophysiological studies are aiming to shed light on new stimulation paradigms that can potentially lead to improved visual perception. This paper describes a multi-viewpoint architecture of an experimental setup for the investigation of electrically evoked potentials in a retinal neuroprosthesis.*

Resumen: *Investigadores alrededor del mundo trabajan para restablecer la visión en individuos ciegos mediante neuroprótesis de retina. La superación de las limitaciones físicas, técnicas y biológicas representa uno de los principales desafíos para la comunidad científica lo que mejorará el bienestar de los receptores de dichos dispositivos. Así, la comprensión de los mecanismos fisiológicos de la*

¹ Graduate School of Biomedical Engineering, The University of New South Wales. C.E: a.barrigarivera@unsw.edu.au.

visión prostética desempeña un papel fundamental en este objetivo. En este contexto, los estudios electrofisiológicos in vivo pretenden arrojar luz sobre los nuevos paradigmas de estimulación que pueden potencialmente dar lugar a una mejor percepción visual. Este artículo describe, desde múltiples puntos de vista, la arquitectura de una configuración de laboratorio para la investigación de los potenciales evocados eléctricamente mediante neuroprótesis de retina.

1. Introduction

Electrical stimulation of excitable tissue has been used to treat a broad variety of health conditions including hearing loss [1], Parkinson's disease [2] or fecal incontinence [3] among others. In particular, lessons learned from the success in cochlear implants are driving the development of visual prostheses. These devices represent a hope for the visually impaired community with nearly 40 million people profoundly blind worldwide [4]. First attempts to electrically elicit visual perception in humans date from the 18th century [5]. However, the first clinical experiment was conducted by Brindley et al. in 1968 [6]. In this study electrical stimulation of the visual cortex produced the perception of bright spots of light (phosphenes). Since then, different strategies to restore functional vision by electrical stimulation have primarily targeted cortical and retinal neurons [7, 8].

Retinal approaches aim to activate surviving retinal ganglion cells (RGCs) which are viable in pathologies such as retinitis pigmentosa or macular degeneration [8]. However, the development of these devices is facing engineering, physical and biological challenges that reduce the spatial and temporal resolutions that can be delivered through electrical stimulation of the visual system [9]. Current steering in the suprachor-

roidal space is being investigated as a technique to increase the performance of retinal neurostimulators by creating virtual electrodes [10] or reducing activation thresholds [11]. These sorts of studies, both in vivo and in vitro, require complex experimental setups for which the scientific literature does not provide sufficient information. The aim of this contribution is therefore to present a laboratory setup for in vivo experimentation in retinal neurostimulation. The structure of the paper is inspired in the 4+1 architectural model described by Kruchten [12]. A logical view depicts a general approach from a user's point of view addressing the main requirements of the system. A physical view presents the devices and hardware architectures required as well as the interconnection between them. The development view provides a description of the software systems, components and units from a programmer's perspective. The process view describes concurrency and communications between software elements. And last but not least, an example of the system application is presented as the scenario.

2. Logical View

Electrically evoked potentials (EEPs) following retinal neurostimulation are electrical responses elicited in the visual cortex. An electrode array is implanted close to the retina (epiretinal, subretinal or suprachoroidal) to create electric fields able to activate the RGCs [5]. Then, a cascade of action potentials propagates through the optic nerve activating eventually the neurons of the visual cortex. A second electrode array is placed on the primary visual cortex to record the EEPs produced after stimulus delivery, as shown in figure 1. A personal computer (PC) is used to control both the retinal neurostimulator and the signal acquisition system and serves as an interface for the researcher.

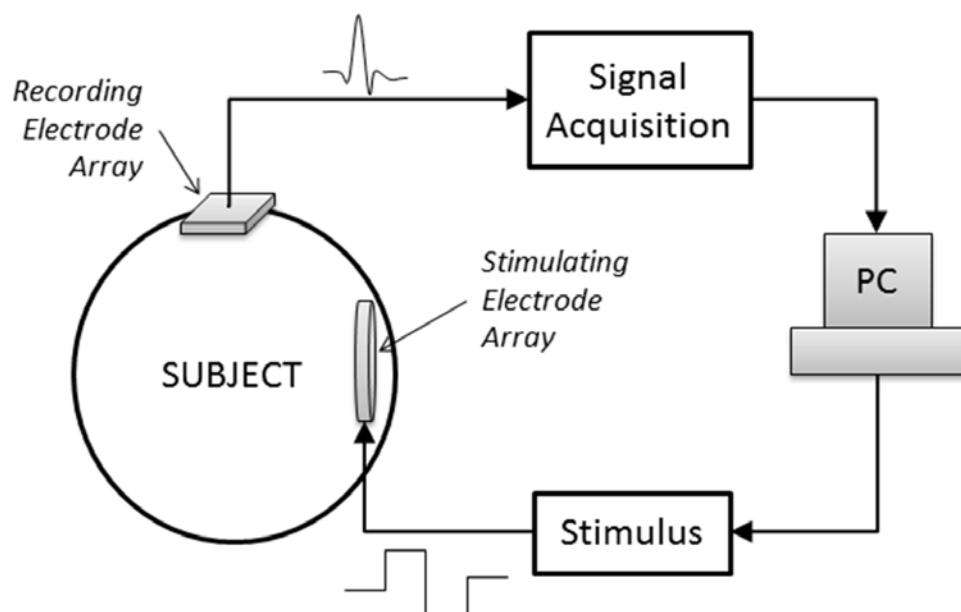


Figure 1. Description of the logical view of the experimental setup. A personal computer controls the retinal neurostimulator and stores biosignals acquired from the subject. A stimulating electrode array is implanted close to the retina whereas the recording array is located on the visual cortex.

A neural stimulator consisting of a number of independent current sources connected to the stimulating electrode array allows the delivery of a repertoire of different stimulus configurations [13]. The waveform parameters are programmed on the neural stimulator through the PC. On the other hand, signals acquired from the visual cortex require the second electrode array to be interfaced to a sophisticated signal acquisition system. These signals are typically low in amplitude and therefore there is a need for using a headstage amplifier, that is, an ultralow-noise amplifier that acts as an impedance adaptor between the excitable tissue and the amplifier [14]. Data recorded during the experiment will be stored in the PC for off-line analysis.

3. Physical View

Both the stimulating and the recording subsystems are controlled and synchronized by the PC. This computer is optically connected to a modular instrumentation platform that generates the stimulus trigger signal, provides extra switching capabilities and digitizes the stimulus waveform to assess the impedance of the electrode-tissue interface. The PC is also optically connected to a BioAmp processor and through isolated USB to the neurostimulator. Figure 2 (next page) presents a block diagram showing the interconnections between the different hardware subsystems.

3.1. Instrumentation Platform

A National Instruments PCI eXtensions for Instrumentation (NI PXI, National Instruments Corporation, Texas, USA) provides an instrumentation platform to further the capabilities of the retinal neurostimulator.

- Chassis (NI PXI-1000B): general purpose PXI chassis with capacity for up to eight instruments.
- Controller (NI PXI-8336): this module provides control over the whole system by implementing a PCI-to-PCI bridge through an optical connection. This is a transparent link that provides electrical isolation between the PC and the PXI system. It consists of two parts, a PCI card installed on the personal computer which is to be used to control the PXI and a module connected to the main PXI chassis.
- Digital multi-meter (NI PXI-4071): high-performance digital multi-meter (DMM) able to measure voltage from ± 10 nV to 1000 V, current from ± 1 pA to 3 A at sampling rates up to 1.8MS/s. This device is used to

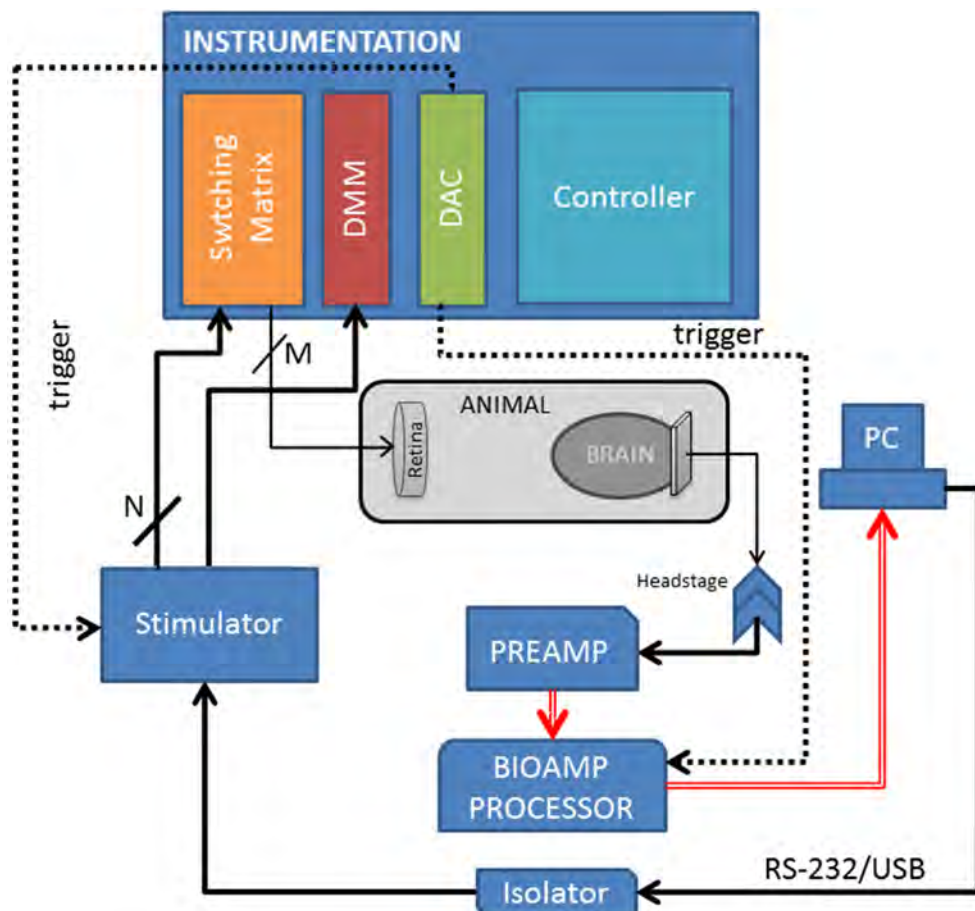


Figure 2. Block diagram that illustrates the connections between the physical subsystems of the experimental setup. A personal computer controls a bioamp processor and the instrumentation platform through an optical connection (red arrows), and the stimulator by an electrically isolated USB connection. The bioamp processor is connected to the preamplifier using fiber optics and interfaces to the recording array using a headstage. The stimulator is connected to a switch matrix and a digital multimeter records the waveforms at the stimulator site. The output of the switch matrix is connected to the stimulating array located at the retina.

record the waveforms and to estimate the impedance of the electrode-tissue interface.

- Digital-Analog Converter (NI PXI-6259): this module has four 16-bit resolution analog outputs used to generate the trigger signal for recording of the stimulus waveforms.
- Switch matrix (NI PXI-2532): this device provides 512 cross points that allows combining different current sources from the retinal neurostimulator to achieve more complex stimulus configurations.

3.2. Retinal Neurostimulator

A 98-channel neurostimulator able to activate up to 14 electrodes simultaneously was designed at the authors' laboratory [15].

The system consists of 14 pairs of current sources/sinks that operate together to provide charge balance. Each pair can be switched to any of seven electrodes arranged in a hexagonal pattern to provide monopolar, bipolar, tripolar and hexapolar configurations as shown in the example of figure 3.

The neurostimulator is designed as an application-specific integrated circuit (ASIC) that is controlled by an ATxmega128A3U (Atmel, San Jose, California, USA) microcontroller using a

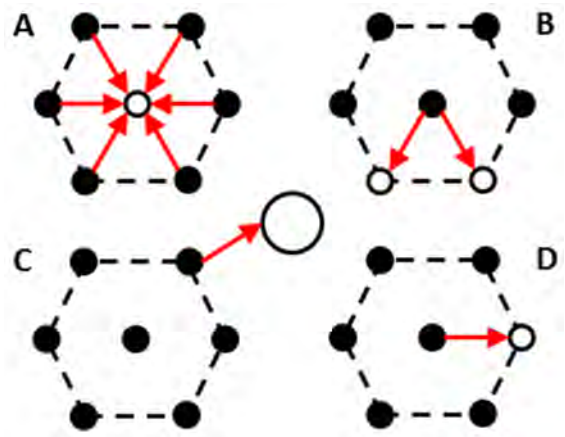


Figure 3. Example illustrating different return configurations based on a hexagonal pattern. Red arrows represent the flow of electric current and hollow electrodes indicate they have been configured as the electrical return path. Hexagon A, B, C and D illustrate hexapolar, tripolar, monopolar and bipolar return configurations respectively.

serial peripheral interface (SPI) bus. The microcontroller can be programmed from the PC using RS-232 over USB.

3.3. Signal Acquisition Subsystem

Three elements constitute the signal conditioning and acquisition subsystem: high-impedance headstages, a multichannel preamplifier and a bioamp processor. The following devices are manufactured by Tucker Davis Technology (Tucker Davis Technology, Florida, USA).

- Headstage (NN32AC/NN64AC): both 32-channel and 64-channel high impedance headstages are used as a recording interface. These devices provide a unity gain with an input impedance of $10^{14} \Omega$.
- Multichannel preamplifier (PZ5-128): a 128-channel digitizer records synchronized potentials from the brain. To provide electrical isolation, the preamplifier is battery powered and communicates with the processor system using a fiber optic connection. It provides a sampling rate up to 50 kHz.
- Bioamp Processor (RZ2-8): is a signal processor comprising eight ultrafast digital signal processors that can be programmed for fast data acquisition and real-time processing.

3.4. Stimulating Electrode Arrays

Retinal stimulating electrode arrays are fabricated at the authors' laboratory by laser micromachining of platinum foil positioned on a polydimethylsiloxane substrate and mechanically strengthened with a layer of polyethylene terephthalate [11, 16]. The electrode openings are cut using the same laser micromachining technique. The exposed surface of each of

the electrodes is roughened using a picosecond laser as described by Green and coworkers [17]. This technique extends longevity and increases the electrochemical surface area of the electrodes improving charge transfer.

3.5. Recording Electrode Arrays

Cortical surface electrodes can be used to map the activity of the primary visual cortex. These electrodes are fabricated following the procedure previously described for the stimulating electrode arrays. These electrodes can record evoked potentials. However, intracortical multi-electrode arrays are able to capture the electrical activity of single neuron and local field potentials and therefore are more pertinent to electrophysiological research. Although the system allows for both kinds of electrode arrays, results from surface electrodes are presented.

4. Development View

Three main software components were developed in this experimental setup to control the retinal neurostimulator, the instrumentation platform and the signal acquisition subsystem as shown in Fig. 4 (next page).

A firmware subsystem was developed in C language to provide the ASIC chip with further capabilities. A PXI software subsystem, also written in C, initializes the instrumentation platform and provides the user with a friendly interface to program the stimulator with the stimuli to be delivered. A TDT software subsystem is implemented using Real-time Processor Visual Design Studio (RPvdsEx), a visual programming language that defines control objects to generate the circuits in the processor system. Communication between the

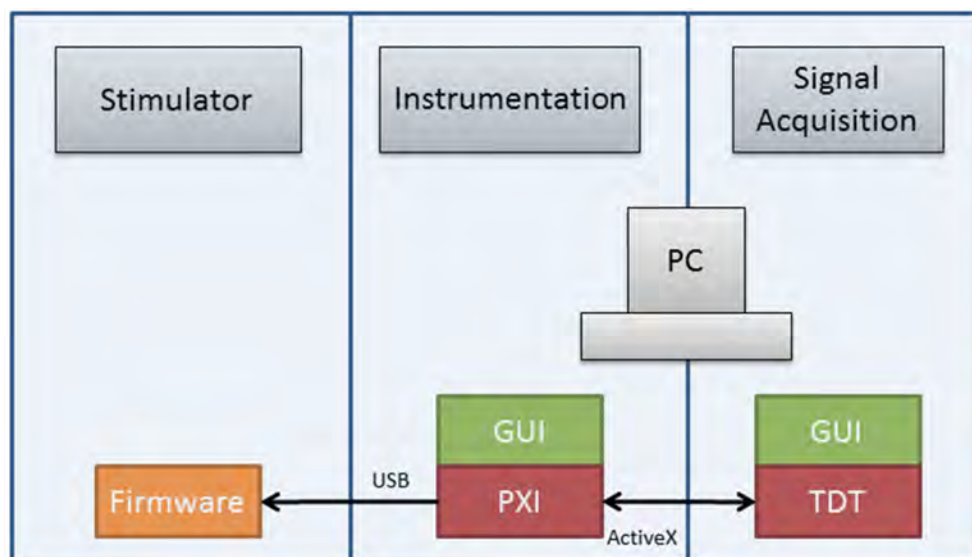


Figure 4. Overview of the software architecture. Three main software sub-systems can be identified and related to hardware subsystems: firmware, PCI eXtensions for instrumentation (PXI) software, and Tucker Davis Technology TDT software. The firmware runs on the retinal neurostimulator, whereas the PXI and the TDT subsystems are executed on the personal computer to control the instrumentation platform and the signal acquisition system respectively.

PXI and the TDT software subsystems relies on ActiveX controls, a framework to exchange information between software applications, whereas communication between the stimulator and the PXI software uses a proprietary high level protocol over RS232.

4.1. Neurostimulator Firmware

The software driving the stimulator can be described as following a layer model in which each layer is implemented in a separate C file, as in figure 5. Serial communications are carried out using a universal asynchronous receiver/transmitter (UART) unit. On top of this layer, a proprietary commu-

nication protocol enables programming the stimulus configuration in the microcontroller. Each stimulus is defined in terms of a structure of parameters that determine the current amplitude, phase and inter-phase times, symmetry of the pulse, number of stimuli per train and the return configuration. A list of stimuli is stored in memory such that the PC can indicate which stimulus is the next to be delivered after reception of the trigger signal. Finally, the upper layer translates the stimulus into a series of microinstructions which are sent though the SPI bus to the ASIC chip. This software subsystem was developed in C and compiled using Win AVR GCC compiler.

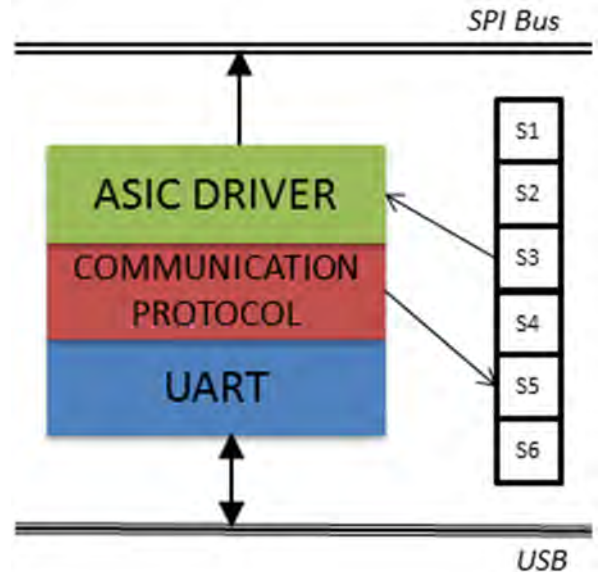


Figure 5. Layer model of the firmware subsystem. Communication relies on USB using a UART interface. A proprietary protocol defines a series of data frames to program the stimuli to be delivered. The upper layer deals with the ASIC to actually deliver the chosen stimulus through a serial peripheral interface.

4.2. PXI Software

This software subsystem provides the primary graphical user interface (GUI). The main function initializes all the instruments and launches the GUI.

The architecture of this subsystem can better be described as a modular architecture in which each module is implemented in a separate C file. On the one hand, a simulator module provides data structures to store the set of stimuli to

be programmed in the neurostimulator. These stimuli can be programmed using the GUI or through a script that is read by this module. In addition, the stimulator module implements the other end of the communication protocol between the neurostimulator and the PC. On the other hand, the TDT module of the PXI software is in charge of sending stimulus information to the TDT subsystem to be stored along with the biosignals as illustrated in figure 6.

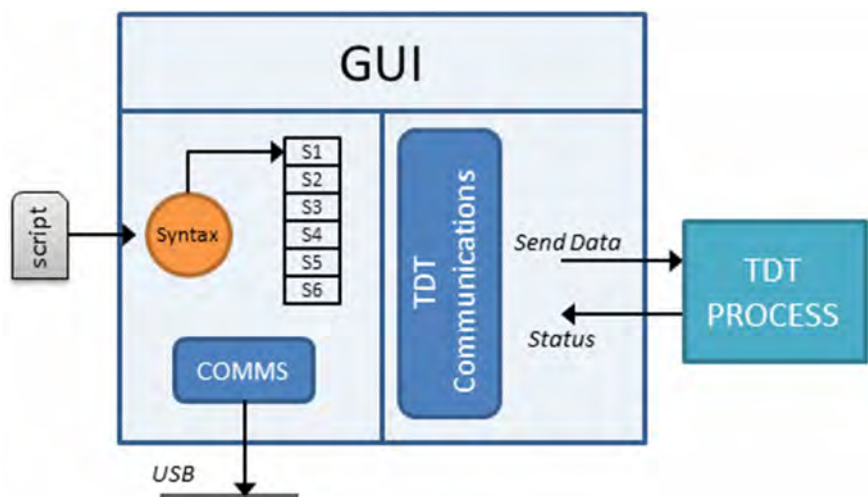


Figure 6. Diagram illustrating the modules that integrate the PXI software. A GUI represents the upper layer and the interface with the end user. Stimuli can be described in a file. Two different modules implement communications with the stimulator and with the TDT subsystems.

Additionally, the GUI allows the researcher to access the switch matrix to combine the stimulating channels in a fashion such that different stimulation strategies can be investigated. Note that this software subsystem was developed in C and compiled under Windows 7 (Microsoft, Redmond, Washington, USA) using LabWindows/CVI (National Instruments Corporation, Texas, USA).

4.3. TDT Software

The BioAmp processor provides powerful real-time signal processing capabilities. Low-level programming is normally required to optimize the performance of these kinds of devices. RPvdsEx is a tool developed by the Tucker Davis Technology that facilitates the development of applications by means of a graphical design interface. This is a visual programming language that simplifies the complexity of assembly code giving control over each digital signal processor (DSP).

The TDT software creates a data tank which is a collection of files stored in the hard drive of the PC to where signals are streamed. Access to this information can be performed off-line. Two main conceptual layers can be identified in this subsystem. First of all, there is a GUI that allows visualization of acquired and processed signals. This interface provides control over the circuits as well. The second layer, as illustrated in figure 7, represents the tasks performed by each DSP. Five main tasks can be identified:

- Channel mapping: this is a table that switches channels in the recorded data stream to match the pinout of each recording electrode array.
- DMM: records the waveforms registered by the instrumentation platform.
- Timing: timing and control signals including the addition of timestamps to identify the onset of segments of interest within the recordings known as epochs.
- Channel streaming: stores the corresponding channel waveforms in the data tank.
- Spike detection: applies a cascade of filters to detect spikes in real time during the recording.

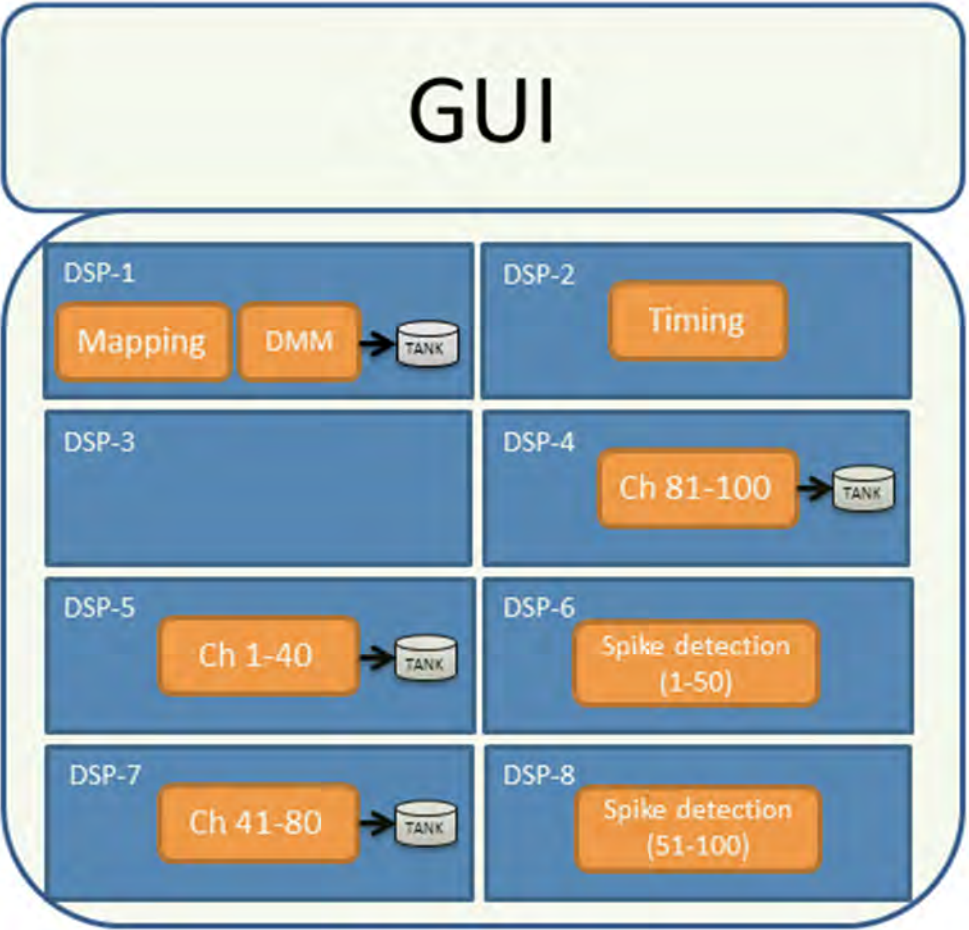


Figure 7. Task assignment per DSP. The figure illustrates which task was assigned to each processor. DSP-1 is in charge of mapping the recording array and streaming data from analog input. DSP-2 handles timing. DSP-4, DSP-5 and DSP-7 store data in the appropriate tank. Finally, DSP-6 and DSP-8 provide real-time spike detection.

5. Process View

First of all, the user defines the list of stimuli to be delivered by writing a file with the parameters of each stimulus or using the GUI of the PXI subsystem to build the file.

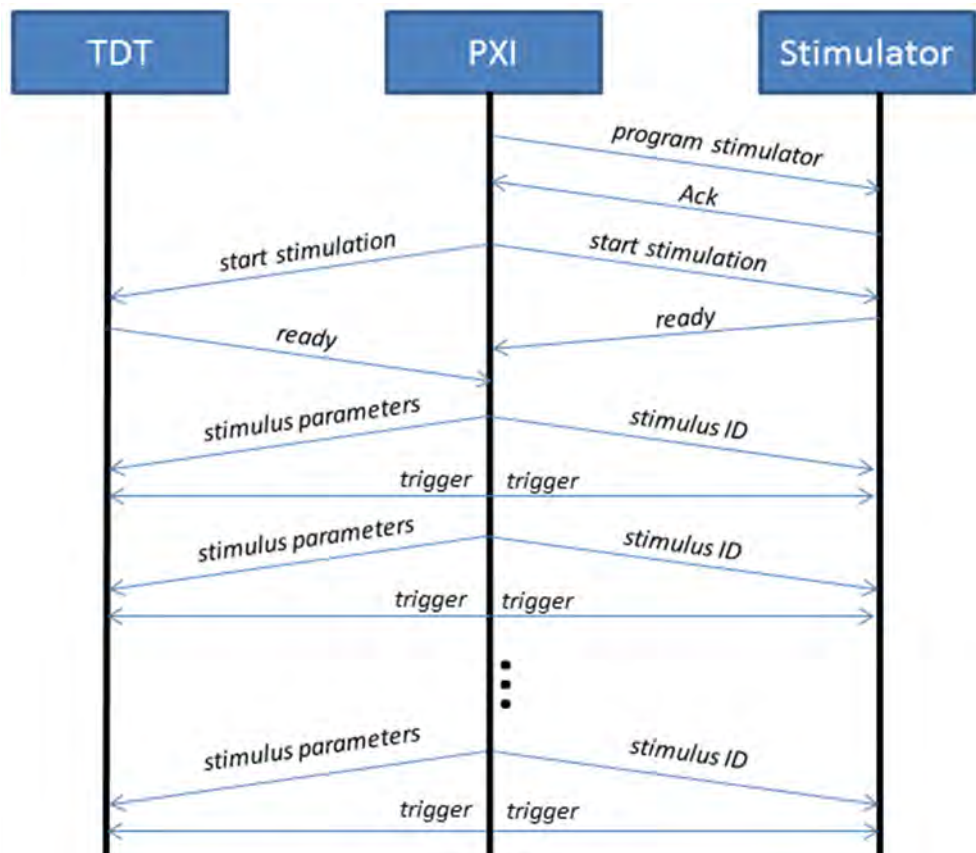


Figure 8. Message-passing diagram illustrating the sequence of events occurring in different subsystems. After programming the simulator, the PXI subsystem indicates that stimulation is about to start. Then, it sends the stimulus identifier and the parameters of the stimulus followed by the trigger signal. This sequence is repeated until the end of the experiment.

Next, the user sets the number of repetitions for each stimulus and the inter-stimulus time. In general, the arrival of stimuli is modeled as a Poisson process with an inter-stimulus time distributed uniformly around the average value within a given interval. Afterwards, the process starts and the PXI software sends the list of parameters to the stimulator as defined by the user.

Once the device is programmed, the PXI communicates to both ends that stimulation is ready to start. After receiving acknowledgement from both ends, the PXI software sends, on the one hand, the stimulus identifier to be delivered to the stimulator, and the parameters corresponding to that stimulus to the TDT subsystem, as shown in figure 8. Then, the PXI software triggers the stimulus delivery and repeats this operation accordingly until the experiment ends or the user stops the process.

5. Scenario

This section presents briefly an experiment conducted at the University of New South Wales, Australia, using the setup previously described in this contribution. This research was approved by the UNSW Animal Care & Ethics Committee in compliance with the Australian code for care and use of animals for scientific purposes. This study adheres to the ARVO statement for the Use of Animals in Ophthalmic and Vision Research.

5.1. Animal Preparation

In this study two normally sighted adult wethers were included. An intramuscular injection (12 mg/kg) of Zoletil 100 (Virbac, Australia) was used to induce anaesthesia, which was maintained afterwards by inhalation of isofluorane (1.5-3% in 2 l/min O₂). Dexamethasone (1.5 mg/kg) was injected intramuscularly to reduce inflammation and fluid loss was replaced by intravenous infusion of Hartman's solution. During the experiment, oxygen saturation, heart rate, blood pressure and core temperature were continuously monitored.

A 13-electrode array arranged as two overlapping hexagons with electrode diameters between 0.4 and 1.0 mm was

implanted in the suprachoroidal space of the right eye through an incision opened 10 mm posterior to the limbus. The stimulating electrode array was manufactured in the authors' laboratory following the methodology described by Schuettler and coworkers [18] and is illustrated in figure 9. The surfaces of the electrodes were laser-patterned to increase charge injection limits [17].

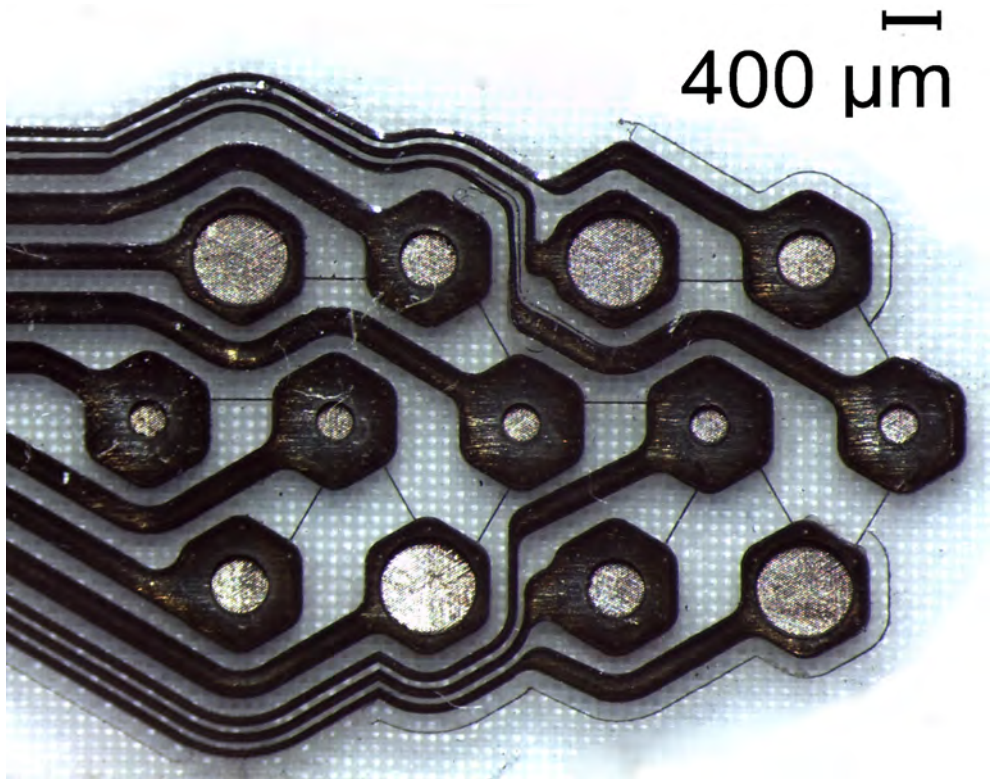


Figure 9. Stimulating electrode array consisting of 13 platinum electrodes with opening diameters of 400, 600 and 1000 mm.

An area of the visual cortex was exposed through a craniotomy contralateral to the implanted site centered 20 mm rostral and 10 mm lateral to the lambdoid suture [19]. Correct placement of the array was assessed via infra-red (940

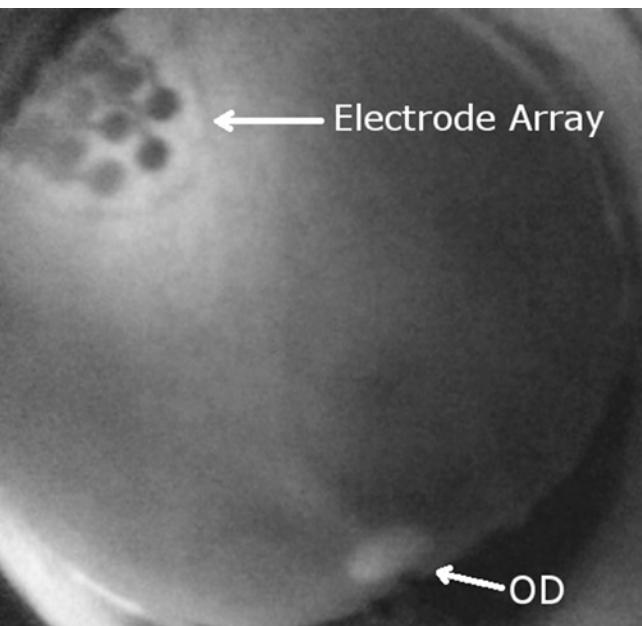


Figure 10. Infra-red fundus imaging showing the optic disc (OD) and the location of the stimulating electrode array.

nm) fundus imaging as illustrated in figure 10 using an in-house-built system.

Two different surface electrode arrays were used to record EEPs through the dura: a 7-electrode array from the author's lab and a 16-electrode array (IMTEK, University of Freiburg, Germany). Biphasic constant-current pulses with return set to a distant monopolar return were delivered. Charge injection was balanced and at all times remained below $210 \text{ mC}\cdot\text{cm}^{-2}$ in each phase. All pulses had a phase duration of 500 ms and interphase interval

of 10 ms. Inter-stimulus time was randomized between 0.75 and 1.25 s. All data were analyzed off-line using scripts written in Matlab 2013b (The MathWorks, Massachusetts, USA) to calculate the ensemble averaging of 25 repeats. Note that the stimulus waveforms were chosen as in previous publications in cat models [11] and similar to those used in humans during clinical trials [20].

5.2. Results

EEPs were successfully elicited and recorded by electrically stimulating the eye of an ovine model. Figure 11 shows an example of the EEP obtained using a 7-electrode array arranged in a hexagonal pattern. One can observe the stimula-

tion artifact occurring at $t=0$. Note that the most rostro-medial channel was faulty.

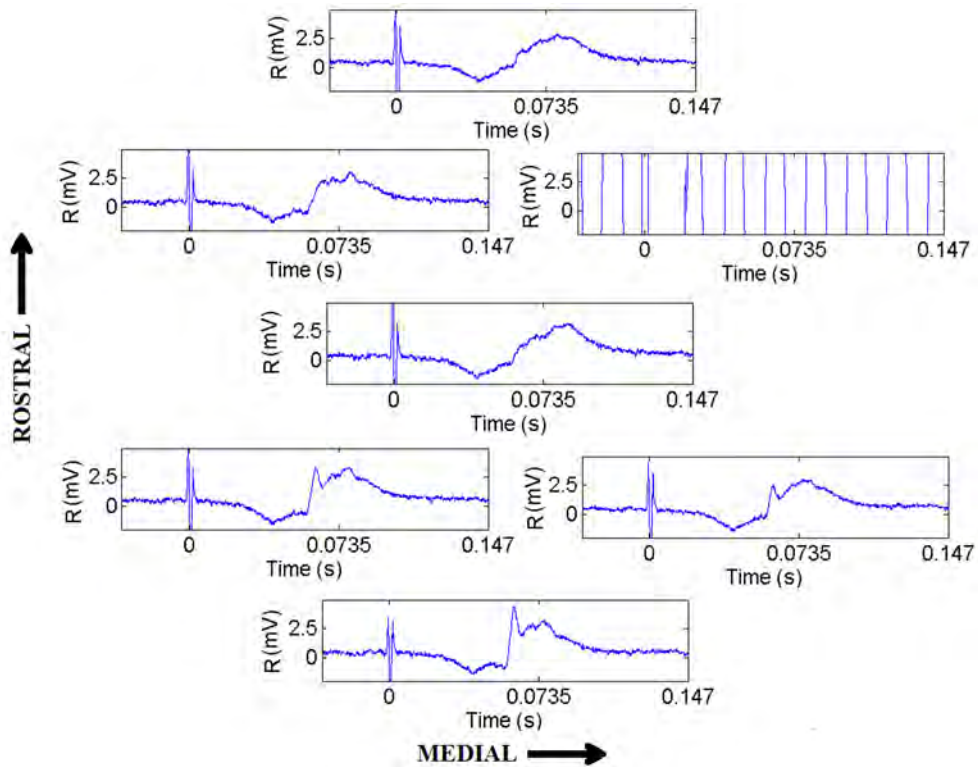


Figure 11. Electrically evoked potentials recorded using a 7-electrode array arranged in a hexagonal format. Stimulation artifact can be observed at $t=0$. The most rostro-medial channel was faulty.

On the other hand, figure 12 shows an example of an EEP recorded with the 16-electrode array after applying a band-pass filter to remove low frequency components. In both cases, the latency between the onset of the stimulus and the peak of the response was approximately 66 ms. Stronks et al. [20] reported EEP in humans with latencies to first peak between 40 and 80 ms, similar to that presented in this work.

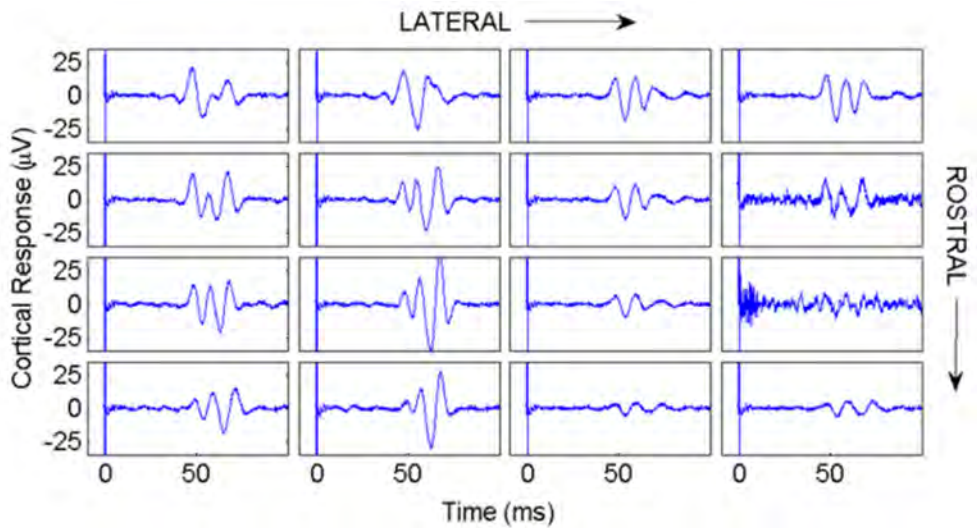


Figure 12. Band-pass electrically evoked potentials recorded with a 16-electrode array. Stimulus artifact was recorded at $t=0$ in all channels with two channels with poor coupling to the cortex observable on the lateral side.

6. Discussion and Conclusion

The study of the electrophysiology underpinning retinal neurostimulation is a growing area of research with an important number of publications in the last few years [9]. As visual prostheses continue to develop, further understanding of current steering strategies is required to improve the performance of retinal implants [10, 11]. This paper presents a comprehensive architectural description of an experimental setup for the investigation of visual prosthesis with the aim to facilitate other researchers to further the knowledge in this area. This four-view model does not cover low-level aspects of the design. Nevertheless it provides sufficient information for other researchers to replicate a similar implementation.

Results obtained from supradural recordings are comparable to those found in the scientific literature [19-21]. The

experimental setup described in this paper can be used to investigate the benefits derived from field shaping strategies in retinal stimulation [10, 11] and allows combining multiple current sources to achieve more complex current distribution patterns. Penetrating electrode arrays allow recording multi-unit spiking activity in the visual cortex. This has been used to assess the efficacy of different stimulation paradigms, particularly through the reduction of activation thresholds and the increase in visual acuity. Similar methodologies can be used to investigate other fields in neurosciences including cochlear stimulation [22] or pain perception [23] among others.

7. Acknowledgement

This research was supported by the National Health and Medical Research Council (APP1063046), Australia. The authors would like to acknowledge Tom Kulaga for helping with the electronics and control of the stimulator and Dr. Barry Gow for the assistance with fundus imaging.

8. References

- [1] R. L. Snyder, J. C. Middlebrooks, and B. H. Bonham, "Cochlear implant electrode configuration effects on activation threshold and tonotopic selectivity," *Hearing research*, vol. 235, pp. 23-38, 2008.
- [2] P. Limousin, P. Krack, P. Pollak, A. Benazzouz, C. Ardouin, D. Hoffmann, *et al.*, "Electrical stimulation of the subthalamic nucleus in advanced Parkinson's disease," *New England Journal of Medicine*, vol. 339, pp. 1105-1111, 1998.
- [3] H. R. Rosen, C. Urbarz, B. Holzer, G. Novi, and R. Schiessel, "Sacral nerve stimulation as a treatment for fecal

- incontinence," *Gastroenterology*, vol. 121, pp. 536-541, 2001.
- [4] D. Pascolini and S. P. Mariotti, "Global estimates of visual impairment: 2010," *British Journal of Ophthalmology*, pp. bjophthalmol-2011-300539, 2011.
- [5] R. K. Shepherd, M. N. Shivdasani, D. A. Nayagam, C. E. Williams, and P. J. Blamey, "Visual prostheses for the blind," *Trends in biotechnology*, vol. 31, pp. 562-571, 2013.
- [6] G. S. Brindley and W. Lewin, "The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex," *The Journal of physiology*, vol. 196, pp. 479-493, 1968.
- [7] G. Suaning, N. Lovell, and T. Lehmann, "Neuromodulation of the retina from the suprachoroidal space: The Phoenix 99 implant," in *Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 2014 IEEE*, 2014, pp. 256-259.
- [8] A. G. Habib, M. A. Cameron, G. J. Suaning, N. H. Lovell, and J. W. Morley, "Spatially restricted electrical activation of retinal ganglion cells in the rabbit retina by hexapolar electrode return configuration," *Journal of neural engineering*, vol. 10, p. 036013, 2013.
- [9] C. D. Eiber, N. H. Lovell, and G. J. Suaning, "Attaining higher resolution visual prosthetics: a review of the factors and limitations," *Journal of neural engineering*, vol. 10, p. 011002, 2013.
- [10] G. Dumm, J. B. Fallon, C. E. Williams, and M. N. Shivdasani, "Virtual Electrodes by Current Steering in Retinal Prostheses," *Investigative ophthalmology & visual science*, vol. 55, pp. 8077-8085, 2014.
- [11] P. B. Matteucci, S. C. Chen, D. Tsai, C. W. Dodds, S. Dokos, J. W. Morley, et al., "Current steering in retinal stimulation via a quasimonopolar stimulation paradigm," *Investigative ophthalmology & visual science*, vol. 54, pp. 4307-4320, 2013.

- [12] P. B. Kruchten, "The 4+ 1 view model of architecture," *Software, IEEE*, vol. 12, pp. 42-50, 1995.
- [13] Y. T. Wong, N. Dommel, P. Preston, L. E. Hallum, T. Lehmann, N. H. Lovell, et al., "Retinal neurostimulator for a multifocal vision prosthesis," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 15, pp. 425-434, 2007.
- [14] F. Fambrini, M. A. Barreto, and J. H. Saito, "Low noise microelectrode array signal headstage pre-amplifier for in-vitro neuron culture," in *Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2014 IEEE 27th International Symposium on*, 2014, pp. 447-450.
- [15] L. H. Jung, N. Shany, A. Emperle, T. Lehmann, P. Byrnes-Preston, N. H. Lovell, et al., "Design of Safe Two-Wire Interface-Driven Chip-Scale Neurostimulator for Visual Prosthesis," *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, vol. 48, pp. 2217-2229, 2013.
- [16] C. Dodds, M. Schuettler, T. Guenther, N. Lovell, and G. Suaning, "Advancements in electrode design and laser techniques for fabricating micro-electrode arrays as part of a retinal prosthesis," in *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*, 2011, pp. 636-639.
- [17] R. Green, P. Matteucci, C. Dodds, J. Palmer, W. Dueck, R. Hassarati, et al., "Laser patterning of platinum electrodes for safe neurostimulation," *Journal of neural engineering*, vol. 11, p. 056017, 2014.
- [18] M. Schuettler, S. Stiess, B. King, and G. Suaning, "Fabrication of implantable microelectrode arrays by laser cutting of silicone rubber and platinum foil," *Journal of neural engineering*, vol. 2, p. S121, 2005.
- [19] G. J. Suaning, N. H. Lovell, and Y. A. Kerdraon, "Physiological response in ovis aries resulting from electrical stimuli delivered by an implantable vision prosthesis," in

Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE, 2001, pp. 1419-1422.

- [20] H. C. Stronks, M. P. Barry, and G. Dagnelie, "Electrically elicited visual evoked potentials in Argus II retinal implant wearers," *Investigative ophthalmology & visual science*, vol. 54, p. 3891, 2013.
- [21] A. Barriga-Rivera, E. C. D, D. C. W.D., F. Adrian, T. Veronica, L. N. H., *et al.*, "Electrically Evoked Potentials in an Ovine Model for the Evaluation of Visual Prosthesis Efficacy," presented at the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 Annual International Conference of the IEEE, Milan, 2015.
- [22] J. B. Fallon, R. K. Shepherd, and D. R. Irvine, "Effects of chronic cochlear electrical stimulation after an extended period of profound deafness on primary auditory cortex organization in cats," *European Journal of Neuroscience*, vol. 39, pp. 811-820, 2014.
- [23] B. Houzé, C. Bradley, M. Magnin, and L. Garcia-Larrea, "Changes in sensory hand representation and pain thresholds induced by motor cortex stimulation in humans," *Cerebral Cortex*, vol. 23, pp. 2667-2676, 2013.

Diseño y evaluación de MB-ActiveKnee, una ortesis activa para rodilla

D. Sanz-Merodio,¹ M. Cestari² y E. García²

Resumen: *La necesidad de recuperar la movilidad perdida o severamente limitada en las articulaciones por distintas afecciones, ha traído consigo el desarrollo de distintas tecnologías de asistencia que intentan emular e imprimir el comportamiento de articulaciones sanas en las articulaciones de usuarios con problemas de movilidad. Una ortesis de rodilla para ser usada en este tipo de aplicación debe ser ligera y aportar toda la versatilidad que ofrece la rodilla humana.*

El propósito de la MB-ActiveKnee ortesis es restaurar la funcionalidad normal de la rodilla.

El tipo de afección a la que se enfoca el uso de esta rodilla robótica es muy extenso e incluye esclerosis múltiple, ictus, síndrome de post-poliomielitis o la lesión medular. También está enfocada en su uso por ancianos con problemas de movilidad o debilidad en el cuádriceps.

Por su diseño mecánico, la rodilla incorpora elasticidad intrínseca, debido a la inclusión de elementos elásticos en la transmisión del par. Esta elasticidad permite, en primer lugar, una interacción segura para incorporarla en humanos. Puesto que, en caso de que la ortesis golpee con algún obstáculo, inesperado, no es la pierna

1 Marsi Bionics S.L. C.e.: daniel.sanz@marsibionics.com.

2 Centro de Automática y Robótica (CSIC-UPM)

la que en primer lugar absorbe el golpe, si no dichos muelles de la ortesis.

A su vez la MB-ActiveKnee incorpora medición de fuerza con lo que es capaz de realizar tipos de control basados en fuerza, como control de fuerza cero (dejarse llevar) etc. Este sensado de fuerza permite establecer límites máximos de fuerza que realizará la rodilla, evitando dañar al usuario. Además, esto podría permiiiee que la rodilla pueda ser utilizada por pacientes con problemas de espasticidad. Por lo tanto, MB-ActiveKnee está diseñada para mejorar la movilidad y seguridad del usuario.

Abstract: *The desire to recover mobility in joints that present motion deficiency has brought with it the development of novel and different technologies that intent to assist the affected limbs by emulating and imprinting the behavior of healthy joints into those impaired in the subjects. To be worn in this kind of applications, a knee orthosis needs to be light weight and offer a wide range of functionalities like the human knee does.*

MBActiveKnee orthosis intends to restore knee's functionality of affected users.

This robotic knee address a wide range of affections, such as multiple sclerosis, stroke, post- polio syndrome or spinal cord injury. Its use is also focused assisting elderlies with mobility problems or weakness in their quadriceps.

Due its mechanical design, the knee is intrinsically compliant by incorporating elastic elements into the torque transmission. This elasticity allows, firstly, a safe interaction with the users. If the brace hits an unexpected obstacle, those elastic elements will absorb and mask the impact protecting the orthosis structure. Simultaneously, MB-ActiveKnee is capable of sensing the exerted torque by the robotic joint, been capable of operating with different control strategies based on force control such as zero control force, etc. This force sensing allows to set the thresholds for maximum allowable torques at the joint to carry out the knee, avoiding damage

to the user or the orthotic structure. In addition, this could allow the knee to be worn by patients affected with spasticity. Therefore, MB-ActiveKnee is designed to improve mobility and safety.

1. Introducción

Para los supervivientes de un accidente cerebro-vascular recuperar el patrón de marcha normal es una tarea de vital importancia. Existen evidencias clínicas y científicas de que un entrenamiento intensivo con movimiento de las articulaciones resulta en una mejora significativa en la locomoción [1]. El movimiento repetitivo de un miembro que ha perdido movilidad hace que se active la propiocepción del cerebro que es capaz de crear nuevos caminos neuronales nuevos para lograr recuperar aunque sea en parte la movilidad.

Para ayudar a la rehabilitación, sobre todo en este tipo de terapia intensiva donde la labor manual del fisioterapeuta resulta agotadora, los dispositivos robóticos de asistencia son cada vez más utilizados [7, 8].

Las antiguas ortesis bloquean la pierna durante todo el ciclo de caminado, lo cual requiere que el paciente tenga que realizar movimientos de compensación antinaturales, como la elevación de la cadera en la fase aérea y el balanceo lateral del cuerpo, con el consiguiente incremento del consumo energético metabólico y la consecuente fatiga del usuario.

Las ortesis comerciales convencionales, bloquean la rodilla en el apoyo y la liberan en la fase aérea. Esto permite una marcha con más velocidad, más simétrica, con mayor longitud de paso, mayor confort para el usuario, y menos gasto.

Pero estas soluciones no aportan fuerza al movimiento, siendo insuficientes para diversas afecciones. Para paliar este déficit, actualmente se emplean aparatos de electro-estimu-

lación como el NESS L300 de Bioness INC. (www.bioness.com) (ver Figura 1) para pacientes con problemas de ictus, poliomielitis o esclerosis múltiple que hayan perdido fuerza en alguno de los músculos extensores. Estos tienen las ventajas de mejorar el tono muscular y la desventaja de provocar problemas en la piel o incluso quemaduras por las descargas.

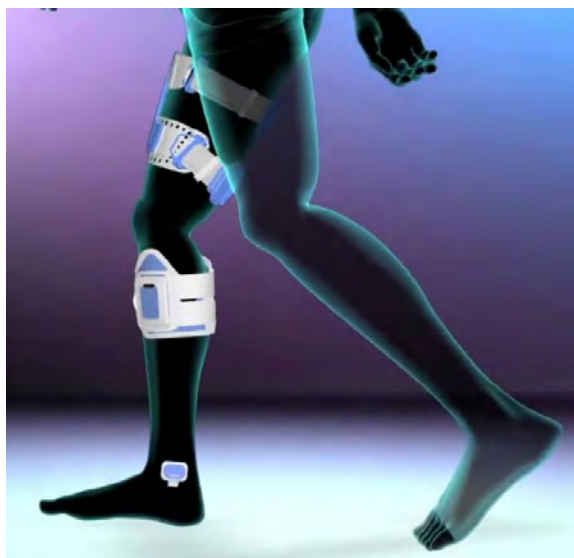


Figura 1. Aparato de electro-estimulación para rodilla NESS L300.

Por este motivo no es recomendable usarlo durante más de cuatro horas. Otras veces el músculo no responde a esta electro-estimulación y es efectivo.

Por otra parte, Ottobock INC. (www.ottobock.com), ver Figura 2, ofrece una ortesis de rodilla de amortiguación variable para personas con parálisis parcial, lesión medular, post-ictus y post-poliomielitis, la rodilla C-Brace. Se trata de una ortesis semi-pasiva, esto es, sólo está activo el control, la ortesis no aporta fuerza

directamente. Su principio de funcionamiento es resistivo, es decir, la ortesis adapta la fuerza de resistencia de la rodilla según la fase de la marcha, siendo más rígida en el apoyo del pie y más laxa en el avance de la pierna. El ajuste de la fuerza resistiva se realiza cambiando el valor del campo electromagnético aplicado a un fluido magneto-reológico [3]. La sensorización que incorpora la ortesis detecta la fase de la marcha en tiempo real, así durante la fase de apoyo mantiene rígida la rodilla disminuyendo dicha rigidez para permitir cierta flexión en la rodilla hacia el final de dicha fase. Durante la fase aé-

rea la rodilla queda libre, esto es con muy poca rigidez, para que el usuario en conjunto con un elemento elástico que intenta regresar a la rodilla a su posición de extensión pueda imprimir el movimiento necesario para avanzar la pierna evitando el suelo. El uso de este dispositivo requiere un periodo de adaptación y entrenamiento.

Esta rodilla está contraindicada si el usuario tiene problemas de espasticidad. Además al no generar potencia, no permite subir escaleras ni superficies inclinadas.

La compañía Össur INC. (www.ossur.com) también dispone de una rodilla de amortiguación variable con características similares.

El desarrollo de una ortesis que ofrezca la fuerza y la autonomía equivalente a la humana es un reto de ingeniería. El campo de las prótesis ofrece soluciones que pueden ser trasladables. Algunas prótesis acoplan un motor directamente a la transmisión de la rodilla [2]. Pero requieren alto consumo energético para emular el comportamiento de la rodilla humana al caminar. Como solución algunos equipos de investigación han desarrollado prótesis de rodilla con embragues que incluyen elementos elásticos en serie y amortiguación variable que reducen el consumo energético y aumentan la versatilidad de la prótesis [4].

En línea con este concepto, se ha desarrollado la ortesis MB-ActiveKnee, ver Figura 3. Con un peso de 2.1 kg, baterías



Figura 2. Rodilla de amortiguación variable C-Brace de Otto-bock.



Figura 3. Usuario vistiendo la ortesis de rodilla MB-Active-Knee de Marsi Bionics

incluidas, aporta versatilidad de movimientos y, gracias a su transmisión con elementos flexibles, permite una interacción segura con el usuario a la vez que consigue un bajo consumo energético. Al transmitir el movimiento directamente, no por electro-estimulación, permite su uso intensivo. Además, puesto que dispone de sensado de fuerza, no está contraindicada para usuarios con espasticidad puesto que es capaz de detectar estas fases espásticas y ajustar la fuerza realizada para superarlas. Estas características convierten a la MB-ActiveKnee en una ortesis muy versátil que pretende ser útil tanto en los centros de salud en terapias de rehabilitación como en exteriores como dispositivo de asistencia técnica.

En el apartado 2 se analiza a fondo el comportamiento biomecánico de la rodilla humana. Con estos resultados como base se presenta, en el apartado 3, el diseño y las características más importantes de la ortesis MB-ActiveKnee. Los sensores, la electrónica, el control y la funcionalidad de la ortesis se presentan en los apartados 4 y 5 respectivamente. En el apartado 6 se resumen las ideas principales de este artículo.

2. Análisis biomecánico del funcionamiento de la rodilla humana

Al caminar en terreno llano regular, se pueden distinguir en la rodilla seis fases a lo largo del ciclo del caminado. La Figura 1

muestra el ángulo recorrido, par realizado y potencia consumida y absorbida en la rodilla al caminar en terreno llano, y distingue las seis fases:

- **Fase 1.** Apoyo del pie. Al principio del apoyo del talón, la pierna de apoyo se flexiona ligeramente. Esta flexión permite acomodar el peso del cuerpo en el apoyo del pie. A esta fase la llamamos respuesta de carga. Dibujando el ángulo de la rodilla respecto del par, ver Figura 3, vemos que en esta fase la rodilla se comporta como un muelle, cuya constante es la pendiente de la figura mencionada.
- **Fase 2.** Extensión en apoyo. Después de un máximo en el la fase apoyo (en el 15% del ciclo la marcha), la rodilla se extiende, alcanzándose un máximo de extensión en el 42% del ciclo de caminado.
- **Fase 3.** Flexión rápida. Durante la fase final del apoyo y el inicio de la fase aérea (del 42% al 62% de la fase de la marcha), la rodilla comienza una flexión rápida preparándose para el balanceo de la pierna. Aquí, de nuevo la pierna actúa como un muelle pero con menos rigidez que en el caso anterior.
- **Fase 4.** Balanceo de la pierna. Mientras que la cadera hace avanzar la pierna, la rodilla permanece flexionada para no tropezar con el suelo. En esta fase (del 62% al 73% del ciclo) la rodilla consume energía negativa frenando la caída de la pantorrilla.
- **Fase 5.** Extensión aérea Alcanzado el máximo ángulo de flexión la rodilla se extiende hacia adelante para preparar el apoyo de nuevo (del 73% al 95% del ciclo de caminado).
- **Fase 6.** Flexión previa al apoyo. Antes del apoyo la rodilla se empieza a flexionar (del 95% al 100% del ciclo) para que la velocidad del pie respecto del suelo

sea mínima, esto reduce sustancialmente el impacto con el suelo, con lo que se mejora la estabilidad y se reduce el consumo energético.

Partiendo de estas características de la rodilla humana se ha diseñado una ortesis activa de rodilla, la ortesis MB-ActiveKnee. Las propiedades mecánicas de la rodilla humana en el apoyo serán mimetizadas por un muelle con la rigidez adecuada, la obtenida por la constante de rigidez antes mencionada, mientras que un actuador aportará la energía necesaria, en las fases de marcha que demandan un alto consumo de energía.

3. Diseño y características principales de la rodilla MB-ActiveKnee

Como respuesta a las necesidades planteadas, Marsi Bionics SL (www.marsibionics.com) en colaboración con el Centro de Automática y Robótica (CSIC-UPM) han realizado un profundo trabajo de investigación para ofrecer su MB-ActiveKnee. Esta ortesis de rodilla ofrece control activo en la fase de apoyo aportando la rigidez necesaria y una fase aérea activa que aporta potencia y compensa la falta de movilidad o la debilidad del cuádriceps.

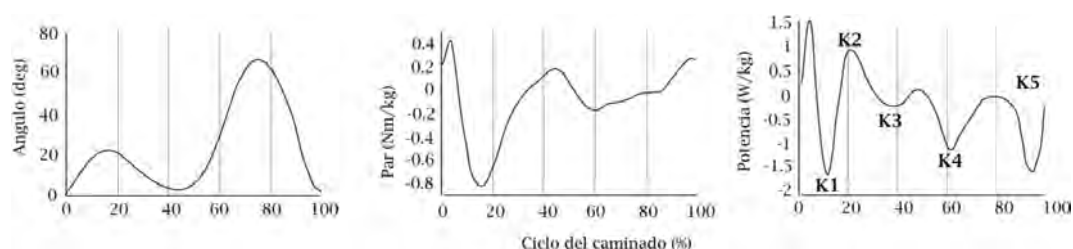


Figura 4 Ángulo recorrido, par realizado y potencia consumida y absorbida en la rodilla al caminar en terreno llano.

En la Figura 4 se presenta el diseño en CAD de la rodilla MB-ActiveKnee. Se trata de una KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis) activa, la articulación del tobillo responde de forma pasiva. La ortesis baja hasta el pie para aportar mejor agarre y estabilidad en la sujeción.

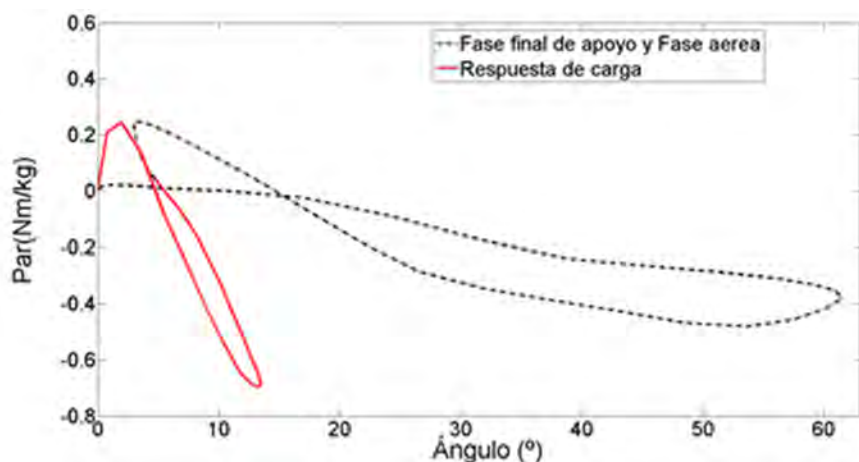


Figura 5 Par frente al ángulo de la rodilla. Se observa un comportamiento casi lineal en la fase de respuesta de carga.

La rodilla es extensible permitiendo una variación de longitud desde la rodilla hasta el talón de 20 cm hasta 70 cm.

El actuador se puede dividir conceptualmente en dos partes, un conjunto rígido y una transmisión basada en elementos elásticos.



Figura 6 Diseño en CAD de la rodilla MB-ActiveKnee.

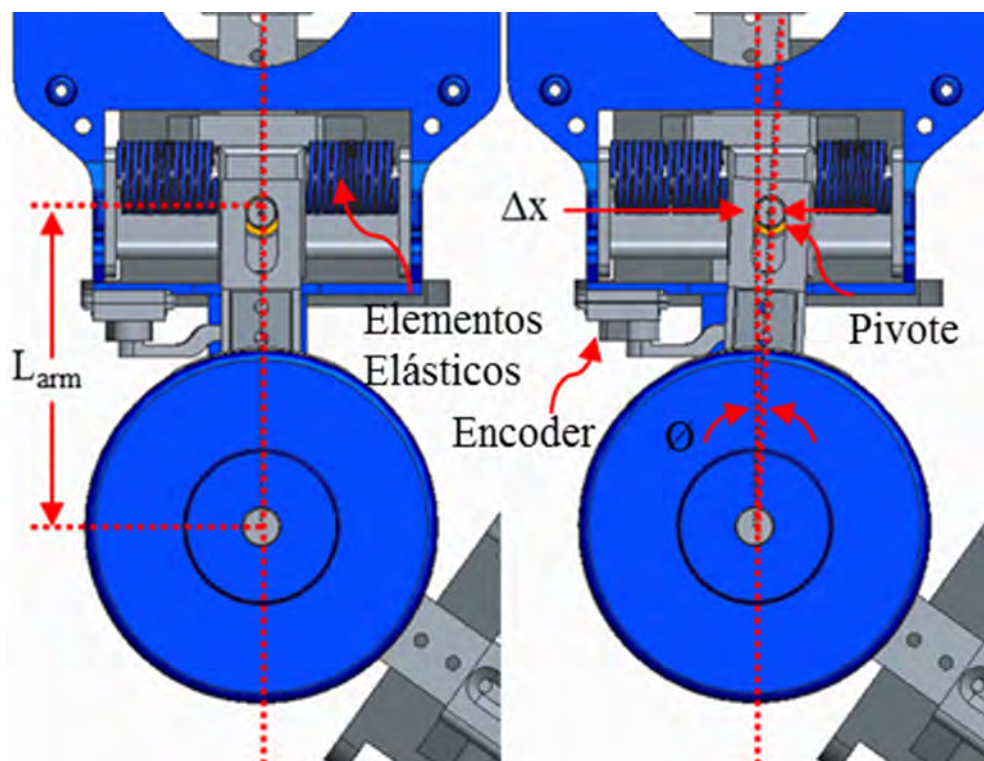


Figura 7. Deflexión de los muelles en el motor al transmitir el par.

Para conseguir los pares que debe ejercer la rodilla durante la marcha se utiliza una combinación motor-reductor. Esto ofrece velocidades y pares nominales por encima de 2.5 rad/s y 30 Nm respectivamente, suficiente para los requerimientos de esta aplicación.

Como puede apreciarse en la Figura 7, esta ortesis de rodilla incorpora elementos elásticos pasivos en serie a la transmisión. Dado que la interacción con el usuario debe ser segura y no molestar, el hecho de incorporar elementos elásticos hace que las perturbaciones sean absorbidas de forma intrínseca. Además este diseño permite absorber también movimientos espasmódicos habituales en algunos pacientes.

En el diseño de esta rodilla se ha incorporado un sensor de posición para medir la compresión de los muelles. Esto proporciona una medida del par que está siendo aplicado por la siguiente relación:

$$\tau = \frac{2\Delta x K_{equiv} L_{arm}}{\cos(\theta)}$$

Donde, Δx equivale a la compresión de los elementos elásticos, sensada por el encoder, K_{equiv} es la constante elástica equivalente de los muelles y L_{arm} es la longitud del brazo.

El hecho de que el sistema mida en todo momento el par que está realizando, protege al usuario de perturbaciones inesperadas imponiendo un par máximo que no dañe al usuario. Además, permite sensar y detectar espasticidades haciendo posible el uso potencial de esta ortesis en pacientes con dicho síntoma, trabajo que se está llevando a cabo en proyectos de investigación.

Utilizando este diseño mecánico, el control electrónico que se ha implementado explota las características que éste ofrece para conseguir la funcionalidad que hemos estudiado de la rodilla humana. Para lo cual se ha incorporado unos sensores y una electrónica que permita una correcta interacción con el conjunto.

4. Sensores y electrónica

A la hora de elegir los sensores y equipos de control, se ha priorizado el tamaño y el peso de los mismos siempre garantizando las prestaciones adecuadas.

Por tratarse de una rodilla portable incorpora unas baterías de ion-litio que garantizan una autonomía de más de tres horas de funcionamiento en continuo.

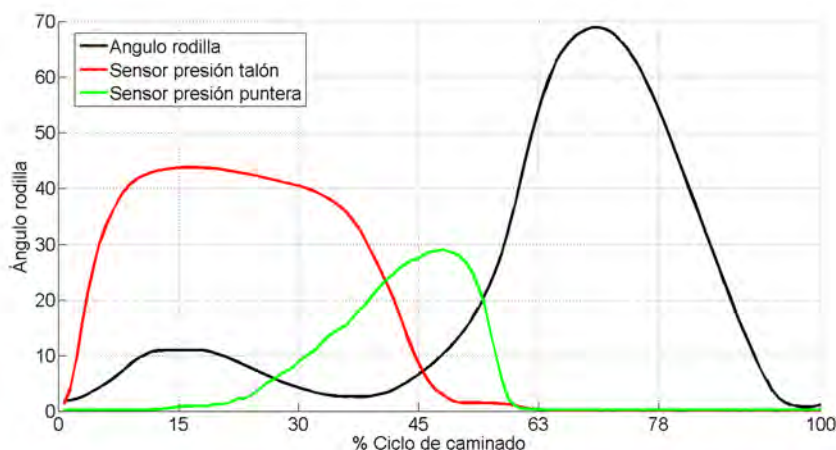


Figura 8. Ángulo de la rodilla medido junto a los sensores de presión.

La ortesis incorpora un sensor magnético de posición para la medida del ángulo de la articulación. Como se ha comentado, el par que está soportando la articulación de rodilla se mide con otro encoder magnético, gracias al cual se realiza un buen control híbrido fuerza-posición [5].

Para la detección en tiempo real de la fase de marcha en la que se encuentra, la ortesis incorpora una plantilla con dos sensores de presión, uno en el talón y otro en la punta. La Figura 8 muestra como dichos sensores son muy eficaces para diferenciar la fase de apoyo de la fase aérea. Se observa como el inicio de la fase de apoyo la detecta el sensor del talón en rojo mientras que el final de la fase de apoyo la detecta el sensor de la puntera.

5. Esquema de control

El novedoso diseño mecánico y la tecnología incorporada confieren gran versatilidad a la ortesis MB-ActiveKnee, facilitando la adaptación al problema particular del paciente.

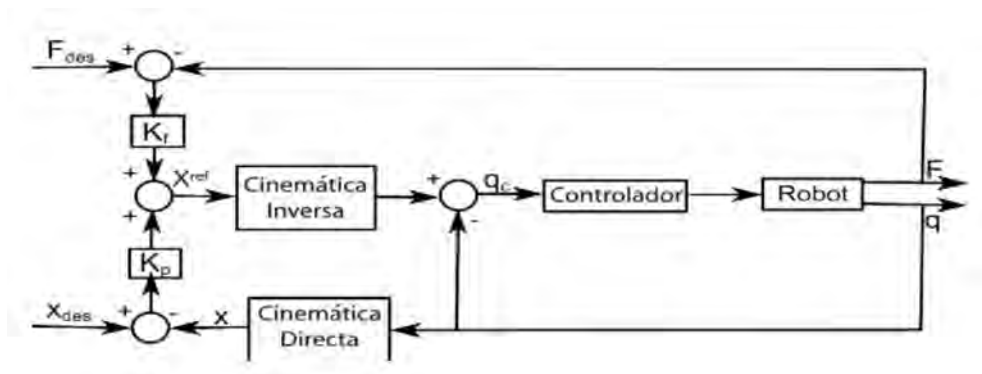


Figura 9 Esquema de control híbrido fuerza posición.

Dentro de estas posibilidades se han implementado los siguientes esquemas de control:

- Control de fuerza cero. En base a un esquema de control de fuerza, la rodilla “se deja llevar”. Esto permite al usuario o al fisioterapeuta manipular la ortesis sin esfuerzo, para vestírsela o para indicar los movimientos necesarios. La ortesis se hace transparente para el usuario, que no percibe resistencia al movimiento de su articulación.
- Control de posición. La rodilla es capaz de repetir una serie de patrones de ángulo que el fisioterapeuta haya programado. Para este tipo de control se aplica un control híbrido fuerza-posición. La Figura 9 muestra el esquema de control aplicado. La fuerza deseada (F_{des}) y la posición deseada (x_{des}) en el espacio de la tarea se convierten en coordenadas articulares (q_c) que son comandadas al robot, para seguir la posición adecuada con la fuerza necesaria.

De la combinación de estos esquemas de control a su vez permite las siguientes funcionalidades:

- “Aprende y repite”. Una vez que el usuario se ha puesto la ortesis, el fisioterapeuta ejecuta una serie de movimientos los cuales la ortesis aprende y posteriormente ejecuta de manera cíclica.
- Asistencia a la marcha. Si el usuario no tiene fuerza suficiente en los grupos musculares que mueven la rodilla, la ortesis le asiste al caminar. Detecta en qué fase de la marcha se encuentra y ejecuta el movimiento por él.

Como hemos comentado en la Sección 2, donde se estudia el comportamiento mecánico de la rodilla, en la fase inicial del apoyo llamada respuesta de carga, la rodilla se comporta como un muelle. La rodilla MB-ActiveKnee transmite a través de unos elementos elásticos, unos muelles, cuya constante elástica es similar a la constante obtenida en la recta de la gráfica par-ángulo en esta fase de respuesta de carga (véase la Figura 5). Por tanto, a la hora de realizar el control, con motivo de reducir el consumo energético y dotar de un movimiento más natural a la rodilla [6], se ha aprovechado esta impedancia intrínseca y se aporta únicamente energía en la fase pre-aérea y aérea para flexionar y extender la rodilla.

En la Figura 10 se observa en negro como el motor sólo comanda energía en la flexión pero los elementos elásticos son capaces de aportar la energía suficiente para la adaptación del peso de cuerpo en el apoyo.

Así se consigue una gran reducción del consumo energético lo que alarga la duración de las baterías.

Antes de realizar pruebas en pacientes, se han realizado pruebas funcionales en usuarios sanos con la funcionalidad de asistencia a la marcha.

La velocidad de paso y el ángulo de flexión en la fase aérea son configurables mediante una interfaz de usuario.

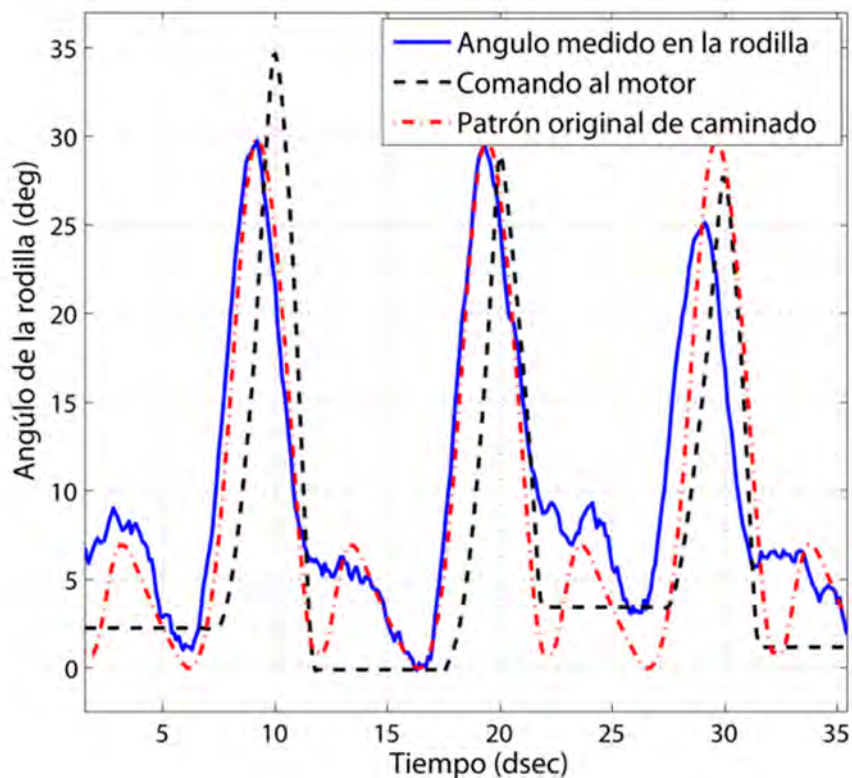


Figura 10 Ángulo de la rodilla en varios ciclos de marcha. Observar como la respuesta de carga la hacen los muelles sin consumo de energía.

La rodilla se adapta de forma natural al caminado del usuario detectando las fases de la marcha. Se puede ver un vídeo de su funcionamiento en (<https://www.youtube.com/watch?v=oDd7dI3IZc0>).

Aunque en la ortesis solamente se comanda la flexión en la fase aérea, los elementos elásticos permiten la aceptación del peso del cuerpo en la fase inicial del apoyo de forma pasiva sin consumir energía. Ver Figura 9.

6. Conclusiones y trabajos futuros

En este artículo se presenta el diseño y la funcionalidad de la ortesis de rodilla MB-ActiveKnee desarrollada por Marsi Bionics SL, (www.marsibionics.com) en colaboración con el Centro de Automática y Robótica (CSIC-UPM). Se trata de una KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis) activa que se enfoca para ser utilizada en el tratamiento de la esclerosis múltiple, el iclus, el síndrome de post-poliomelitis o la lesión medular.

Es muy ligera y ocupa poco volumen, permitiendo portabilidad con una autonomía de más de tres horas en funcionamiento continuo.

Incorpora un conjunto motor reductor que permite aportar la potencia necesaria en las fases de la marcha que lo requieren, pero su característica más relevante es que incorpora en un tamaño muy reducido elementos elásticos en la transmisión. Así la interacción con el usuario es en todo momento segura pues estos muelles absorben sin necesidad de control perturbaciones. Además, se ha incorporado un sensor de posición en dichos muelles que detectan el par que está soportando la ortesis, esto permite proteger al potencial usuario con espasticidad a la vez que facilita el control de fuerza, para disponer de funcionalidades avanzadas.

Se ha probado la funcionalidad de esta ortesis en usuario sanos con resultados adecuados.

En una siguiente fase se va a probar en usuarios con problemas de fuerza en los cuádriceps, en diferentes tipos de pendientes, cuesta arriba, cuesta abajo y llano, también subiendo y bajando escaleras.

Como evolución en el diseño, se pretende incorporar el actuador de impedancia variable desarrollado también por nuestro grupo [6] para lograr un caminado más natural así como una reducción del consumo energético.

7. Referencias

- [1] D. P. Ferris, G. S. Sawicki, and A. R. Domingo. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. *Topics in spinal cord injury rehabilitation*, 11(2):34, 2005.
- [2] Kevin Fite, Jason Mitchell, Frank Sup, and Michael Goldfarb. Design and control of an electrically powered knee prosthesis. In *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*, pages 902–905. IEEE, 2007.
- [3] E. Garcia, J. C. Arevalo, G. Muñoz, and P. Gonzalez-de Santos. Combining series elastic actuation and magneto-rheological damping for the control of agile locomotion. *Robotics and Autonomous Systems*, 59(10):827–839, October 2011.
- [4] Ernesto C. Martinez-Villalpando and Hugh Herr. Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking. *J. Rehabil. Res. Dev*, 46(3):361–374, 2009.
- [5] Marc H. Raibert and John J. Craig. Hybrid position/force control of manipulators. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 103(2):126–133, 1981.
- [6] D. Sanz-Merodio, M. Cestari, J.C. Arevalo, and E. Garcia. Implementation of an adjustable compliant knee joint in a lower-limb exoskeleton.
- [7] J.F. Veneman, R. Kruidhof, E.E.G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E.H.F. Van Asseldonk, and H. Van der Kooij. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3):379–386, 2007.
- [8] Kelly Westlake and Carolyn Patten. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6(1):18, 2009.



WORKSHOP

Recursos Accesibles para Educación

Mejora de la accesibilidad mediante la personalización web: Implementación de *add-ons* para navegador y páginas web

José Antonio Gutiérrez Dueñas y Manuel Ortega-Moral¹

Resumen: Existe abundante literatura que refleja las dificultades de colectivos como las personas con discapacidad en el acceso a la Web. Este artículo presenta dos tipos de herramientas actualmente en desarrollo para la adaptación de webs de acuerdo a las necesidades y preferencias del usuario, de manera que puedan tener una experiencia de uso completamente optimizada a sus características personales. Una de ellas, en forma de extensión para navegadores Chrome y Firefox. La otra es un complemento para ser instalado en la propia web por parte de los desarrolladores. Las herramientas permiten al usuario seleccionar la configuración exacta que deseen en ese instante, pero también importar sus preferencias de configuración de perfiles previamente configurados en las iniciativas Cloud4all y Apsis4all. Se discuten las capacidades de una y otra herramienta y se justifica en qué ámbitos podrían ser de interés. Además se evalúa la implementación actual por parte de un pequeño grupo de usuarios con baja visión que utilizan habitualmente diferentes estrategias y productos de apoyo para la navegación web.

Abstract: Scientific literature widely depicts the difficulties of people with disabilities to access the Web. This paper presents two

¹ Ilunion Accesibilidad, Estudios y Proyectos. C.e.: jagutierrez@consultoria.ilunion.com y mortega@consultoria.ilunion.com.

*types of tools, currently under development, to adapt websites according to user's needs and preferences so that they can experience a completely customized navigation. The first type of tools is an extension and add-on for Chrome and Firefox browsers. The second is a web add-on to be installed in any website. The tool lets users select the exact configuration they want for web browsing at that specific moment **but also import preferences from Cloud4all and Apsis4all platforms** if the users have previously defined their preferences there. This work discusses the capabilities of both tools and justifies in which cases they can be of interest. Finally, the tools are assessed by a group of users with visual difficulties that usually employ different approaches to web surfing, including assistive technology.*

1. Introducción

Los países occidentales están en un proceso de envejecimiento, que a su vez tiene una correlación positiva con la incidencia de discapacidad, provocando un aumento en el número de personas con discapacidad. Se calcula que en España alrededor de un 9% de la población tiene discapacidad [1], de hecho, más del 32% de personas mayores de 65 años tiene alguna discapacidad. Estas cifras son representativas de los países más desarrollados y con mayor esperanza de vida. El número de personas mayores de 65 previstas en el 2050 en Europa se sitúa en 141 millones [2], con una inversión que la pirámide poblacional que hace prever un incremento notable en la incidencia de la discapacidad.

Paralelamente, el desarrollo y ubicuidad de las tecnologías de la información ha provocado que su uso haya dejado de ser algo opcional. Muchos servicios son provistos siempre y únicamente a través de este canal (por ejemplo, tiendas online que

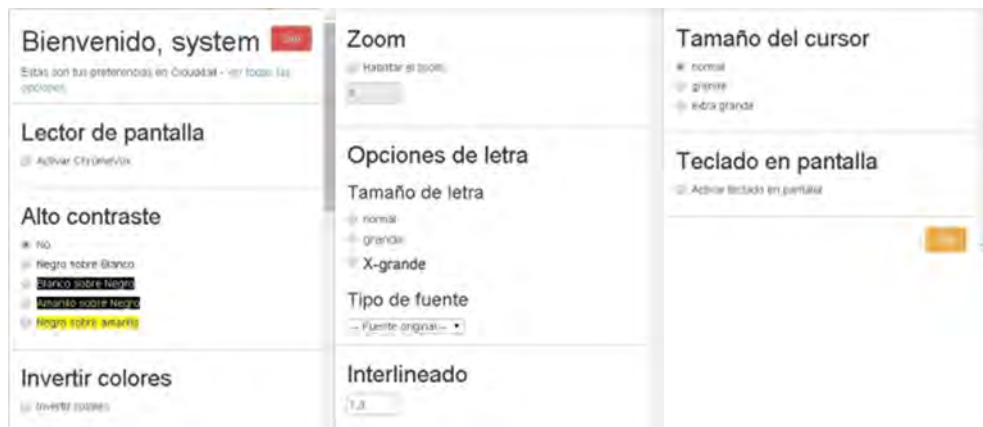


Figura 1. Panel de control de la extensión.

no tienen una tienda física), o a determinadas horas (atención personal frente cajeros automáticos en entidades bancarias) o con alto coste si se hace de otra manera (desplazamiento para habitantes de zonas donde no se ofrece un servicio).

Si bien la introducción de tecnología representa una oportunidad de eficiencia en numerosos procesos, la falta de accesibilidad puede dejar de lado a los sectores más vulnerables. Entre esos colectivos se encuentran precisamente las personas mayores y con discapacidad; dos grupos poblacionales en aumento y habitualmente discriminados como público objetivo para servicios TIC.

La accesibilidad web [3] implica que una persona con discapacidad puede percibir, entender, navegar e interactuar con una web. Las WCAG 2.0 son la norma *de facto* que se utiliza a la hora de crear y evaluar la accesibilidad de una web. Sin embargo, la definición de accesibilidad es conservadora en tanto en cuanto cubre un aspecto mínimo a garantizar: el acceso a la información y funcionalidad de una web, pero no maximizar la experiencia de uso. Además, el rango de necesidades y preferencias de los usuarios es demasiado amplio como para pensar que un único diseño puede ser óptimo para todos.

Por otro lado, aunque numerosos estudios [4][5][6] sugieren que la usabilidad correlaciona positivamente con la accesibilidad, la accesibilidad supone ciertas restricciones de diseño. Un ejemplo sencillo es el contraste de colores. WCAG 2.0 exige un contraste entre texto y fondo de 4.5:1 para AA y 7:1 para AAA. El contraste entre colores impone restricciones estéticas sobre los desarrolladores cuando pueden no ser necesarias para la interacción de todos los usuarios. Una analogía en el mundo físico son los semáforos con sonido activado. Indudablemente la información sonora mejora la seguridad de las personas ciegas o con baja visión. También puede resultar útil al resto de ciudadanos, aunque generalmente la valorarán innecesaria y puede ser percibida como molesta para los residentes de la zona en horario nocturno. De igual manera, no todos los usuarios de una web ponderan de la misma manera los criterios de accesibilidad, usabilidad y estética [7].

La adaptación personalizada de las interfaces puede resolver este problema ofreciendo diseños alternativos. Actualmente, para la adaptación de interfaces web, solo existen algunas extensiones de navegador que resuelven un problema concreto (ej. contraste), alguna solución ad-hoc incrustada en páginas web, generalmente difíciles de localizar y con una funcionalidad muy limitada, y las opciones de accesibilidad propias del navegador, a las que se llega mediante el menú de configuración del navegador o mediante atajos de teclado. Sin embargo, el porcentaje de usuarios que configuran sus dispositivos o conocen las opciones de personalización por defecto del navegador es escaso. Según el estudio de [8] en el que participaron usuarios ciegos, con baja visión y usuarios con dislexia; solo los usuarios ciegos utilizan los atajos de teclado habitualmente mientras navegan una web. Ni los usuarios con baja visión, ni aquellos con dislexia lo hacen. Además, las estrategias de navegación varían ostensiblemente

te en cada uno de ellos, con lo que una navegación más adaptada a las necesidades particulares de cada usuario y menos dependiente del conocimiento sobre atajos de teclado debería mejorar su experiencia de uso.

Este artículo propone un conjunto de herramientas para la adaptación de la web en función de las preferencias personales que permita al usuario elegir, mediante una interfaz accesible y fácil de usar, la forma óptima de navegar según su propio criterio y necesidades, extendiendo la gama de opciones de accesibilidad actualmente presentes en algunas webs,² que tan solo permiten modificar el tamaño de letra y/o el contraste.

Además, este conjunto de herramientas, ofrece al usuario la posibilidad de importar su perfil de preferencias desde las plataformas Apsis4all y Cloud4all, permitiéndole adaptar las interfaces automáticamente en función de este.

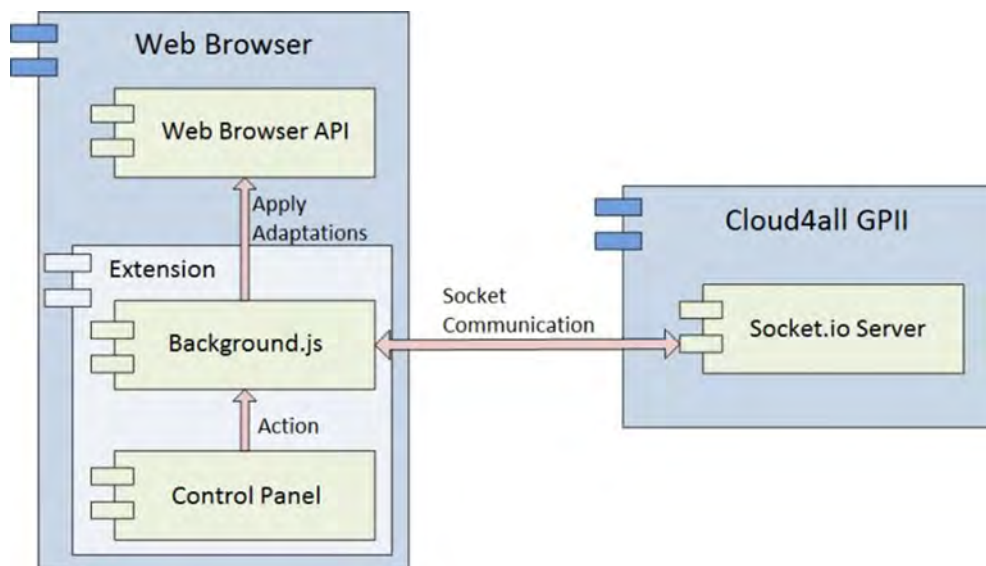


Figura 2. Diagrama de componentes de las extensiones.

² www.elmundo.es, www.nytimes.com o www.orchardhill.ac.uk

En la sección 2 se describen el trabajo de desarrollo realizado y las soluciones propuestas. En la sección 3, la metodología y pruebas realizadas con usuarios. La sección 5 analiza los resultados obtenidos y finalmente, la sección 6 elabora las principales conclusiones y líneas de trabajo futuro.

2. Propuesta

Se han desarrollado dos tipos de herramientas para personalizar la experiencia de navegación. Por un lado, se han generado dos extensiones, para navegadores Chrome y Firefox [9], y por otro un *plug-in* fácilmente incrustable en cualquier página web.

2.1. Extensiones para navegador

Las extensiones para navegador, o *add-ons*, extienden la funcionalidad de estos para capturar las preferencias de usuarios y modificar el diseño de las páginas web. Actualmente, las extensiones utilizan los mecanismos internos del navegador para aplicar las adaptaciones a todas las interfaces visibles.

Las extensiones se instalan en los navegadores web y encapsulan el código que da la funcionalidad a la herramienta, los recursos que se aplican en las adaptaciones y las interfaces gráficas del panel de control. La forma de implementar una extensión es diferente en cada navegador, en nuestro caso Chrome y Firefox. Por ello se ha creado una extensión de la herramienta para cada navegador, siguiendo las especificaciones de estos y utilizando las librerías habilitadas por Google y Mozilla Foundation. Ambas extensiones utilizan JavaScript como lenguaje de programación.

Todo el procesamiento mediante el que se generan las adaptaciones, a partir de las preferencias del usuario, está

contenido en la propia extensión (a diferencia del complemento web, como se explica más adelante).

Para la integración de la herramienta, basta con instalar la extensión desde la plataforma habilitada para ello en cada navegador.

Actualmente las extensiones se encuentran en desarrollo, concretamente en fase de revisión y aplicación de mejoras detectadas en las pruebas de usuario. Una vez terminada estará disponible en el market place de cada navegador.

Funcionamiento

Las extensiones permiten adaptar el aspecto de la web mediante la configuración en el panel de control o importando las preferencias del usuario desde la plataforma Cloud4all.³ Si Cloud4all no responde, se mostrará las páginas web con su diseño por defecto.

Cuando se ejecuta el navegador, lo primero que hace la extensión es consultar si el servicio Cloud4all está disponible, y le hace una petición para solicitar las preferencias del usuario activo. Una vez recibidas las preferencias, se almacenan en las variables locales del navegador (Chrome.storage [10] para Chrome y simple-prefs [11] para Firefox). A partir de estas preferencias se calculan las adaptaciones que se aplicarán sobre las páginas web ejecutadas en las diferentes pestañas del navegador. Para que las adaptaciones sean aplicadas, la extensión carga estas en el navegador mediante los mecanismos chrome.tabs [12], en caso de Chrome, y page-mod [13], en caso de Firefox.

Además, el usuario puede hacer modificaciones en la interfaz mediante el panel de control que se muestra al pulsar el

³ <http://cloud4all.info/>

icono de la extensión en el navegador. Cuando un usuario selecciona una opción del panel de control, la extensión actualiza las preferencias almacenadas y aplica las adaptaciones.

Cuando el usuario se desconecta del sistema Cloud4all, la extensión restaura las adaptaciones al valor por defecto, es decir, se muestra la web con su apariencia original.

2.2. Complemento web

El complemento web está diseñado para ser fácilmente integrado en cualquier aplicación web, dotándola de los mecanismos necesarios para capturar las preferencias del usuario, mediante el panel de control o los servicios de Apsis4all⁴ [14] y Cloud4all, y modificar el diseño de sus interfaces de usuario.

El panel de control se ha diseñado para ser intuitivo, usable y accesible, siguiendo además un patrón consistente con las extensiones.

El complemento web permite almacenar en local la última configuración de personalización realizada por el usuario, con el fin de utilizarla en futuros accesos a la aplicación web. Además ofrece a los desarrolladores web un instrumento para mejorar la accesibilidad de una web sin la necesidad de ser experto.

El complemento web está diseñado de manera que todos los recursos que se aplican en las adaptaciones, así como el código que da la funcionalidad a la herramienta e incluso el código del panel de control, se encuentran ubicados en un servidor node.js. El servidor controla estos recursos y decide cuándo y cómo proporcionarlos. Las decisiones sobre cómo realizar la adaptación de la interfaz web se toman en función de las solicitudes hechas por el cliente (panel de control inte-

⁴ <http://apsis4all.eu/>

grado en la página web) y de los datos de estas. El servidor utiliza servicios RESTful como interfaz hacia el cliente. El cliente consume este servicio mediante Ajax, utilizando una técnica de *cross-domain* llamada JSONP [15]. Esta técnica habilita desde el navegador una comunicación cliente-servidor en la que estos están ubicados en diferentes dominios.

Alojar estos componentes en servidor desacopla la herramienta de la aplicación web y habilita una gestión dinámica y basada en reglas de negocio de las opciones de personalización disponibles para una página web dada. Gracias a este desacoplamiento se puede manipular el complemento o la aplicación web, sin que la modificación de una afecte al funcionamiento de la otra. Esto permite realizar mejoras sobre la herramienta sin la necesidad de que el desarrollador de la web tenga que actualizar el cliente cada vez que esto ocurra. Además el complemento web es totalmente transparente para la aplicación web, ya que el desarrollador de la web solo debe seguir buenas prácticas habituales de diseño web como la separación de contenido y estilos.

La arquitectura de la herramienta sigue un diseño modular y escalable orientado a servicios, por lo que si preciso, puede consumir servicios externos que eventualmente pueden añadir valor.

La instalación por parte del desarrollador se limita a importar en el *head* de la página web un archivo JavaScript lla-



Figura 3. Panel de control del complemento web.

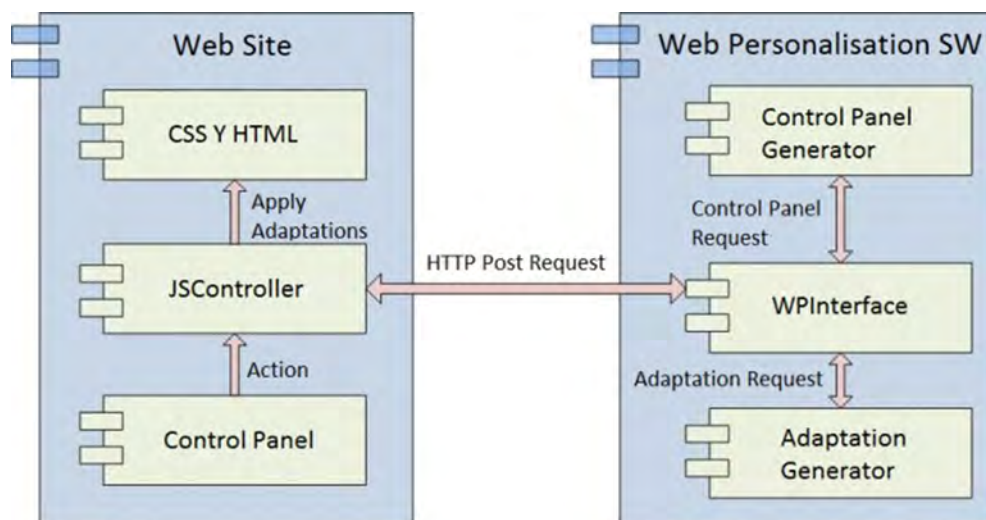


Figura 4. Diagrama de componentes del complemento web.

mado *pw.js* y crear un *div*, en el lugar que desee de la página web, que contenga un atributo "class" llamado "pw".

Ambos, complemento web y extensiones, están en fase de desarrollo, y se están aplicando las mejoras detectadas en las pruebas de usuario.

Funcionamiento

En el momento de cargar la página web, el primer elemento que actúa es el *pw.js*, que solicita al servidor todos los componentes contratados mediante el servicio RESTful *Personalisation Web*; y cuyos controles estarán disponibles en el panel de control de la web. Por ejemplo, inserta archivos JavaScript, hojas de estilos, y el código html del panel de control.

El diagrama de la figura 4 describe a alto nivel los componentes que conforman la herramienta una vez acabada la tarea de despliegue de *pw.js*.

A partir de aquí JSController toma el control de la aplicación, realizando también las siguientes tareas en la fase de carga de la web:

1. Si es la primera página del sitio web que se carga, crea una nueva sesión y en caso de existir almacenado en local alguna configuración previa, solicita al web service *Personalization Web* las adaptaciones correspondientes, las almacenan en sesión y adapta la página web mediante ellas. En caso de no existir configuración previa, la página web mantiene su diseño original.
2. En caso de existir la sesión, si hay adaptaciones almacenadas, éstas se adapta la página web consecuentemente. En caso de no existir adaptaciones se continúa con el proceso del punto 1.

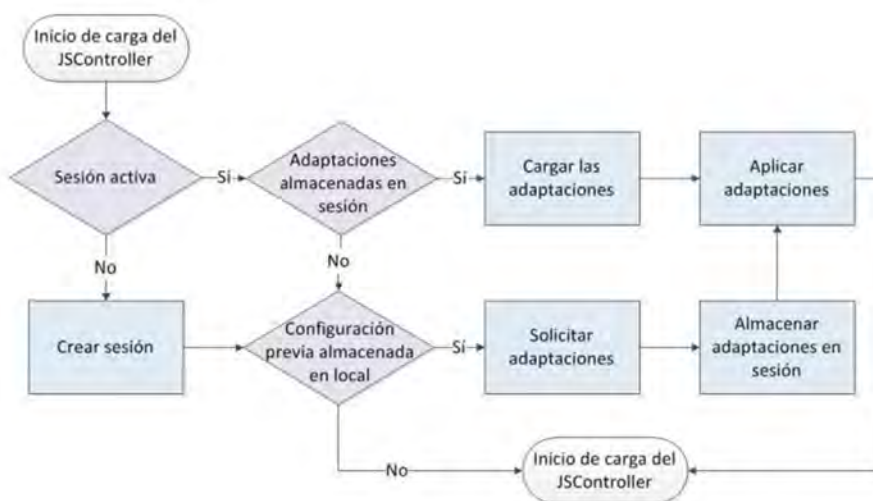


Figura 5. Diagrama de flujo de la fase de carga del JSController.

El diagrama de flujo de la figura 5 describe las tareas anteriores.

Todo esto ocurre siempre que la herramienta esté habilitada dado que existe la opción de habilitar y deshabilitar en el panel de control. Cuando se deshabilita la herramienta, la página web restablece su diseño original.

Una vez la carga de la página ha finalizado, el JSController se mantiene a la espera de que el usuario interactúe con el panel de control. Cuando el usuario realiza una acción sobre

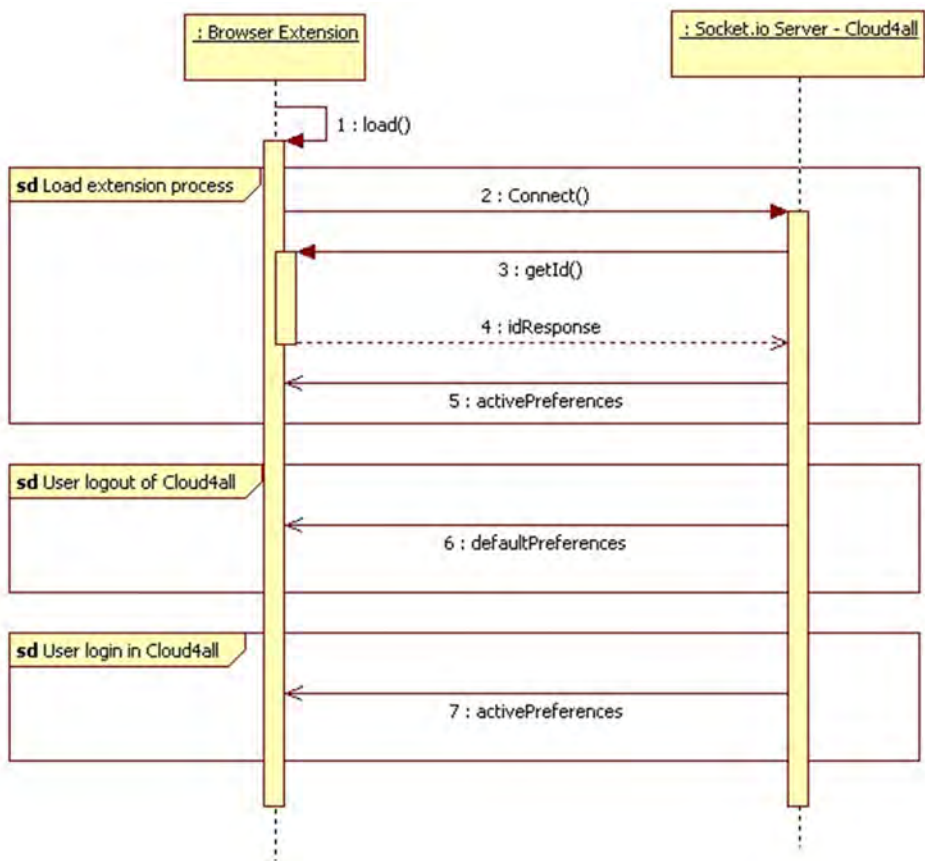


Figura 6. Diagrama de secuencia de la comunicación entre la extensión y Cloud4all.

el panel de control, el JSController la captura y genera el correspondiente mensaje, en formato JSON, que envía al servidor. Estas acciones pueden seleccionar una opción del panel de control (por ejemplo, seleccionar combinación de colores para alto contraste monocromo), o importar las preferencias desde un servicio externo (Apsis4all o Cloud4all). Una vez recibe respuesta desde el servidor, JSController adapta la interfaz web mediante las instrucciones recibidas en dicha respuesta. Actualmente estas instrucciones consisten en:

- Insertar en la página web hojas de estilo (CSS) para adaptaciones estáticas y predefinidas que aplican siempre igual. Por ejemplo, cambiar la combinación de colores del sitio web.
- Añadir atributos CSS a determinados elementos de la página web. Esto es necesario para adaptaciones que aplican CSS con valores dinámicos. Por ejemplo, ampliar la distancia de interlineado.
- Aplicar transformaciones mediante filtros de CSS3 a la página web. Esto es necesario para adaptaciones que aplican transformaciones con valores dinámicos. Por ejemplo, zoom de toda la página.

2.3. Conexión con Cloud4all y Apsis4all

Aquellos usuarios que dispongan de cuentas en sistemas compatibles con Cloud4all y Apsis4all no tendrán necesidad de hacer una adaptación mediante el panel de control de la web. Las herramientas desarrolladas en este trabajo permiten al usuario la opción de importar sus preferencias desde ambos servidores. Para que la herramienta pueda acceder a estos datos, cada sistema ofrece unos mecanismos de acceso descritos a continuación.

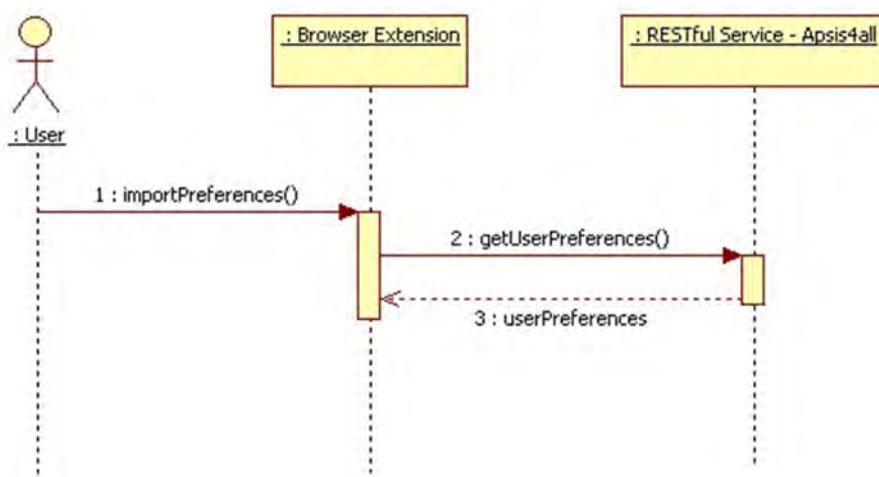


Figura 7. Diagrama de secuencia de la comunicación entre la herramienta de personalización y Apsis4all.

Cloud4all

A día de hoy tan solo las extensiones, tanto de Chrome como de Firefox, permiten importar preferencias desde Cloud4all. El sistema Cloud4all utiliza Socket.io para ofrecer acceso a las preferencias del usuario. La extensión dispone de un cliente para Socket.io que envía una petición de conexión al servidor de Cloud4all. El servidor responde solicitando el identificador de la herramienta, para verificar que está registrada en el sistema Cloud4all. El cliente envía el identificador, y el servidor verifica que el identificador corresponde a una aplicación registrada en el sistema. Si el identificador es válido, se establece la comunicación y el servidor envía al cliente las preferencias del usuario activo en ese momento. En caso de no haber un usuario activo, Cloud4all no devolverá preferencias al cliente, con lo que la extensión mantendrá el diseño original de las interfaces web. Posteriormente, el cliente

se queda a la escucha de posibles notificaciones por parte del servidor.

Las preferencias están codificadas mediante el estándar 24751-Part-2⁵ (aún en proceso de definición).

Cuando un usuario se desconecta de Cloud4all, el servidor envía un mensaje al cliente para restablecer la extensión a la configuración por defecto. Cuando un nuevo usuario se conecta, Cloud4all envía las preferencias del nuevo usuario al cliente de la extensión mediante el servidor Socket.io, para que actualizar la configuración de la extensión y aplicar las nuevas preferencias.

Apsis4all

Tanto las extensiones como el complemento web son capaces de importar preferencias desde la plataforma Apsis4all, que permite consultar las preferencias de un usuario, utilizando sus credenciales, a través un servicio RESTful. La herramienta tiene implementado un cliente RESTful el cual se comunicará con el servicio de Apsis4all mediante mensajes HTTP Post.

La comunicación en este caso es más simple que en el caso para Cloud4all, limitándose al envío, por parte de la herramienta de personalización, de las credenciales del usuario. Apsis4all verificará las credenciales y le responderá con las preferencias del usuario en formato XML, en caso de que las credenciales sean correctas.

La información proporcionada por Apsis4all está codificada según el estándar EN-1332-4 (Coding of User Requirements for People with Special Needs)⁶ para la codificación de

⁵ <https://wiki.gpii.net/w/24751-Part-2>

⁶ <http://www.snapi.org.uk>

requerimientos de usuarios para personas con necesidades especiales.

Es necesario mencionar que en la actualidad, tanto Cloud4all como Apsis4all se encuentran en fase de investigación y desarrollo. Aún no están en un entorno de producción, para el acceso público.

3. Experimentos

Se han realizado pruebas de usuario para comparar tres escenarios distintos. Se ha pedido a los usuarios que realicen tareas de navegación y búsqueda de información de complejidad similar (buscar y leer una noticia o una sección) en un PC que no es el suyo, sin productos de apoyo, en este orden:

1. La extensión para navegador.
2. El complemento web.
3. Sin ninguna opción de personalización.

Los usuarios respondieron posteriormente a un breve cuestionario (UMUX) para evaluar su experiencia de uso con preguntas de texto libre y otras que utilizaban una escala Likert de 7 valores. Concretamente, se buscaba evaluar la facilidad de uso de las herramientas propuestas, la autonomía y competencia de los usuarios en su utilización, la utilidad percibida por su parte y la estética de las mismas. La prueba la realizaron 5 usuarios con baja visión de ambos sexos y con edades comprendidas entre los 40 y los 70 años. Se trata de usuarios habituados al uso de ordenadores pero que utilizan estrategias diferentes a la hora de navegar una web o utilizar un navegador. Uno de los usuarios utiliza habitualmente una interfaz de alto contraste con magnificación, otro utiliza magnificación y baja resolución, dos utilizan una resolución

menor en la pantalla del ordenador y uno únicamente alto contraste.

La web sobre la que se ha probado tiene un diseño y una maquetación lo suficientemente buena como para que no se establezcan diferencias notable entre el desempeño de la extensión y el complemento web.

Los resultados muestran que tres de los usuarios no son capaces de realizar la tarea sin activar opciones de personalización. Con las opciones de personalización configuradas por ellos mismos, todos fueron capaces de realizar las tareas asignadas.

Cuatro de los cinco usuarios valora positivamente la facilidad de uso (UMUX) de las herramientas de personalización. La valoración más negativa se debe a que el panel de control desplegado para la configuración no tiene el tamaño de letra mínimo necesario para ese usuario. El resultado respecto a la utilidad percibida rebaja al de facilidad de uso debido a que muchos usuarios dicen preferir su propio producto de apoyo (PA). Sin embargo, valoran positivamente esta herramienta y la utilizarían en entornos donde su PA no esté disponible.

Experiencia de uso	Valor medio
Facilidad de uso	80,0 %
Autonomía y competencia	90,0 %
Utilidad percibida	78,3 %
Estética	56,7 %

Tabla 1. Experiencia de uso (UMUX).

Todos se muestran capaces de configurar la herramienta de forma autónoma pero no encuentran opciones que les gustaría tener o cuyo comportamiento lo esperaban diferente. Varios usuarios preferirían un contraste mejorado sobre el cursor, en vez de solo aumento de tamaño. Un usuario

preferiría tener una opción de lector de pantalla, otro que-rría la opción de solo ampliar el texto y magnificación en el complemento web. Los usuarios habituales de magnificación prefieren la representación en tanto por ciento y la mayoría encontró problemas a la hora de minimizar el panel de control. No consideraban intuitivo tener que pulsar sobre el mismo icono que lo desplegaba para minimizar el panel.

De los resultados se extrae que el diseño actual no es un aspecto especialmente destacable para los usuarios.

Todos los usuarios valoran positivamente la funcionalidad ofrecida, aunque aquellos que habitualmente utilizan un producto de apoyo, en general prefieren la forma en que el PA realiza la adaptación. Entre las características más apreciadas se encuentra la capacidad para agrandar no solo la web sino los menús propios de navegador (en Firefox), la adaptación a sus necesidades, la velocidad de las adaptaciones y la fácil disponibilidad de las herramientas en el navegador y en la web.

4. Discusión

Las extensiones y el complemento web permiten:

- Habilitar una interacción personalizada con la web, mejorando interacción para cualquier usuario que requiera una adaptación específica.
- Compensar algunos errores de diseño y ayudar a los desarrolladores a la hora de realizar una maquetación mejor estructurada dado que son capaces de evaluar el resultado de aplicar las opciones de personalización en todo momento.
- Ofrecer una interfaz de usuario sencilla para la gestión de opciones de personalización de interfaz.

- Activar una adaptación específica y no otras.
- Permitir el acceso a la web desde terminales no controlados por el usuario, cuya GUI sea un navegador en pantalla completa, algo habitual en terminales públicos.

Mientras que el complemento web es independiente del navegador y optimizado para una web dada, las extensiones dependen de cada navegador, son capaces de modificar cualquier web pero el resultado no estará optimizado para ninguna de ellas. Por tanto, el complemento web solo será de utilidad para el usuario en aquellas webs que lo tengan instalado, aunque presumiblemente el resultado de la adaptación será mejor que el realizado por las extensiones. A cambio, podrán modificar cualquier web, siempre que el usuario haya instalado las extensiones.

Ni el complemento web ni las extensiones serán generalmente capaces de modificar una web lo suficiente como para hacerla accesible según los requisitos expresados en las WCAG 2.0 [16] para un nivel de conformidad AA o AAA. Solo en casos muy específicos, donde exista una disconformidad mínima, se podría pasar de una web no accesible a una que sí lo es. El complemento web ofrece un número potencialmente ilimitado de alternativas orientadas a mejorar la experiencia global de navegación. Una de las grandes ventajas es que el usuario puede activar únicamente las adaptaciones que son relevantes para él. A diferencia de las versiones alternativas accesibles convencionales, donde en una única web alternativa se ofrece la información de forma accesible habitualmente a costa de sacrificar el diseño, las adaptaciones personalizadas que proponemos no implican cambios importantes en el diseño.

Desde el punto de vista del programador o maquetador web, para obtener un correcto funcionamiento de estas he-

herramientas, y así poder sacarle el máximo rendimiento, debe seguir algunos principios básicos del diseño web [17][18]:

- Los componentes que construya no deben tener anchos definidos (width); deben ser fluidos y su anchura regida por su contenedor o por su grid.
- Nunca se deben aplicar alturas (height) a los elementos. La altura debe ser solo aplicada a los elementos con unas dimensiones dadas antes de introducirse en el layout (Ej: sprites o imágenes).
- Elegir las unidades de medida correcta para cada elemento [18].
- Evitar el uso de “!important” en la medida de lo posible.
- Limitar el uso de hojas de estilos condicionales a lo imprescindible.

Si no se cumplen estos puntos no implica que la herramienta funcione mal, pero en algunos podría provocar que la adaptación sobre un elemento de la página web no funcione correctamente. Por ejemplo, si en la maquetación original da un valor al “width” de una capa que contiene un texto, cuando el usuario seleccione la opción de tamaño de texto grande, como el ancho de la capa está forzado, podría provocar que algunas palabras muy largas no se puedan visualizar al completo.

5. Conclusiones y trabajo futuro

Este documento presenta dos tipos de herramientas en desarrollo para modificar el diseño de una web y realizar una navegación totalmente personalizada. Una de ellas, en forma de extensión para navegadores Chrome y Firefox. La otra es un complemento para ser instalado en la propia web por parte

de los desarrolladores. Las herramientas permiten al usuario seleccionar la configuración exacta que desee en ese instante, pero también importar sus preferencias de configuración previamente definidas en las iniciativas Cloud4all y Apsis4all.

Las pruebas realizadas con los usuarios con baja visión muestran aspectos a modificar para equiparar el funcionamiento de las opciones con los resultados de los productos de apoyo que utilizan habitualmente. Se refleja asimismo la necesidad de aumentar el tamaño de los controles del panel de configuración para mejorar la primera interacción. La valoración en cuanto a facilidad de uso y utilidad es positiva dada la etapa temprana de desarrollo, y todos los usuarios se sienten capaces de manejarla de forma autónoma.

Dados los resultados de estas pruebas preliminares, se perfilan una serie de escenarios de particular interés. Los usuarios con discapacidad visual y sin demasiada experiencia tecnológica parecen un público que se vería ampliamente favorecido por el uso de sistemas de personalización integrados. Personas mayores y aquellos que todavía no utilicen productos de apoyo, pueden servirse de estas herramientas ligeras para mejorar su experiencia de navegación.

Además de acometer las mejoras sugeridas por los usuarios, los próximos pasos se centrarán en añadir más opciones de especial utilidad para personas con problemas en el aprendizaje, como la dislexia, y añadir características que permitan el uso en servidores que utilicen protocolos seguros. Entre otras opciones nuevas se mostrarán sinónimos en palabras complejas y enlaces en nombres propios, así como una opción de simplificación de la estructura de la web.

Además, otra línea de investigación prospectiva es la de habilitar nuevos modos de interacción por parte de los usuarios a través de las herramientas propuestas, haciéndolas compatibles con las aplicaciones web de una forma normalizada gracias a iniciativas como IndieUI [19].

Finalmente, dado que las extensiones y el complemento web comparten gran parte del código, las mejoras en cualquier opción serán fácilmente transferibles a la otra.

6. Reconocimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Séptimo Programa Marco (FP7/2007-2013) bajo el acuerdo nº 289016 (Cloud4all).⁷

7. Referencias

- [1] Díaz, N. (2002). *La discapacidad en cifras*. Madrid: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales. Recuperado de <http://sid.usal.es/idocs/F8/8.1-6367/8.1-6367.pdf>.
- [2] European Commission. Directorate-General for Employment, y Equal Opportunities. Unit E. (2007). *Europe's demographic future: facts and figures on challenges and opportunities*. Belgium: OPOCE. Recuperado de <http://ec.europa.eu/social/main.jsp?catId=502&furtherPubs=yes&langId=en&pubId=78&type=2>
- [3] W3C. (2005, de Febrero). *Introduction to Web Accessibility*. Recuperado el 13 de marzo de 2015 de <http://www.w3.org/WAI/intro/accessibility.php>.
- [4] Theofanos, M. F., y Redish, J. G. (2003). Bridging the gap: between accessibility and usability. *Interactions*, 10(6), 36-51.

⁷ This work has been funded by the European Union's Seventh Framework Programme (FP7/2007-2013) grant agreement nº 289016 (Cloud4all).

- [5] Rømen, D., y Svanæs, D. (2008, Octubre). Evaluating web site accessibility: validating the WAI guidelines through usability testing with disabled users. En Tollmar, K., y Jönsson, B. (Coords.), *Proceedings of the 5th Nordic conference on Human-computer interaction: building bridges* (pp. 535-538). Lund, Sweden: ACM.
- [6] Sullivan, T., y Matson, R. (2000, de noviembre). Barriers to use: usability and content accessibility on the Web's most popular sites. En Scholtz, J. (Coord.) y Thomas, J. (Ed.), *Proceedings on the 2000 conference on Universal Usability* (pp. 139-144). New York, NY, USA: ACM.
- [7] Schmidt, K. E., Liu, Y., y Sridharan, S. (2009). Webpage aesthetics, performance and usability: Design variables and their effects. *Ergonomics*, 52(6), 631-643.
- [8] Power, C., Petrie, H., Swallow, D., Murphy, E., Gallagher, B., y Velasco, C. A. (2013). Navigating, discovering and exploring the web: strategies used by people with print disabilities on interactive websites. En Kotzé, P., Marsden, G., Lindgaard, G., Wesson, J., y Winckler, M. (Eds.), *Human-Computer Interaction-INTERACT 2013* (pp. 667-684). Cape Town, South Africa: Springer Berlin Heidelberg.
- [9] Peinado, I., & Ortega-Moral, M. (2014). Making Web Pages and Applications Accessible Automatically Using Browser Extensions and Apps. En Stephanidis, C., y Antona, M. (Eds), *Universal Access in Human-Computer Interaction. Design for All and Accessibility Practice* (pp. 58-69). Crete, Greece: Springer International Publishing.
- [10] Chrome (s.f.). *Chrome.storage API*. Recuperado el 17 de septiembre de 2014 de <https://developer.chrome.com/extensions/storage>.
- [11] MDN (2015). *Simple-prefs API*. Recuperado el 14 de enero de 2014 de https://developer.mozilla.org/en-US/Add-ons/SDK/High-Level_APIs/simple-prefs.

- [12] Chrome (s.f.). *Chrome.tabs API*. Recuperado el 17 de septiembre de 2014 de <https://developer.chrome.com/extensions/tabs>.
- [13] MDN (2015). *Page-mod API*. Recuperado el 14 de enero de 2014 de https://developer.mozilla.org/en-US/Add-ons/SDK/High-Level_APIs/page-mod.
- [14] Madrid, R.I., Turrero, M., y Ortega-Moral, M. (2013). Applying Human-Centred Design to create a collecting tool of needs and preferences for the personalisation of ATMs. En P. Encarnação et al. (eds), *Assistive Technology: From Research to Practice* (pp.380-385). Amsterdam: IOS Press.
- [15] JSON-P. (2010). *Defining Safer JSON-P*. Recuperado el 17 de marzo de 2015 de <http://www.json-p.org/>.
- [16] W3C (2008) *Web Content Accessibility Guidelines 2.0*. Recuperado el 10 de marzo de 2015 de <http://www.w3.org/TR/WCAG20/>.
- [17] Roberts, H. (2015, March). *High-level advice and guidelines for writing sane, manageable, scalable CSS*. Recuperado el 18 de marzo de 2015 de <http://cssguidelin.es/>.
- [18] Wakkos (2014, Septiembre). *Notas generales de CSS, consejos y directrices*. Recuperado el 18 de marzo de 2015 de <https://github.com/Wakkos/CSS-Guidelines#escribiendo-css>.
- [19] W3C (2014, April). Requirements for IndieUI: Events 1.0 and IndieUI: User Context 1.0. Última versión disponible en <http://www.w3.org/TR/indie-ui-requirements/>

Red Social de estudiantes ciber-voluntarios para enriquecer colecciones de recursos accesibles

Miguel Ángel Marqueta, Covadonga Rodrigo¹

Resumen: *En este artículo se presenta la primera acción de voluntariado social en el contexto de las Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC) que ha tenido lugar en la UNED con el objetivo de mejorar la accesibilidad de las video-clases tipo AVIP contenidas en el repositorio multimedia Cadena Campus de la universidad. La experiencia se ha extendido a lo largo de 5 meses y como resultado se han conseguido transcribir textualmente un total de 42 video-clases y mejorar su etiquetación semántica en el repositorio. Como experiencia piloto ha demostrado la capacidad de las tecnologías de la información y la comunicación para potenciar la innovación social y propiciar el empoderamiento ciudadano. Los estudiantes, en este caso, han actuado como ejemplo de "cibervoluntarios", agentes de cambio social que han contribuido, de forma desinteresada, a fomentar el uso y conocimiento de las herramientas AVIP entre la comunidad universitaria.*

Abstract: *In this article, the first action of voluntary work is presented in the context of Information and Communications Technology (ICT) that has taken place in UNED with the aim of improving*

1 Cátedra "Tecnología y Accesibilidad" UNED – Fundación Vodafone España. Departamento de Lenguajes y Sistemas Informáticos . E.T.S. de Ingeniería Informática Universidad Nacional de Educación a Distancia (UNED). C.E.: mmarqueta@invi.uned.es, covadonga@lsi.uned.es.

the accessibility of AVIP video-lessons contained in the multimedia repository "Cadena Campus" that belongs to the university. The experience has spread over 5 months and a total of 42 video-lessons were transcribed and have improved their semantic tagging in the repository. As a pilot project has demonstrated the capacity of information and communications technology to promote social innovation and foster citizen empowerment. Students, in this case, have acted as an example of "cyber-volunteers" agents of social change that have contributed so selflessly to promote the use and knowledge of the AVIP tools in the university community.

1. Introducción

El concepto de Inclusión Digital viene de la idea de que la tecnología y la ubicuidad de Internet pueden ofrecer desafíos y nuevas oportunidades para comunidades e individuos similares y que pueden alcanzar a todos los niveles de la población. Sin embargo es necesario ofrecer la tecnología a la gente y entrenarla apropiadamente de tal forma que comience a considerar la tecnología como un bien social. El desafío digital y las oportunidades no están igualmente distribuidas, el acceso a ellos no es equitativo y la participación en los entornos online no es igual para personas con diversidad funcional, añadiendo dificultades extra tales como la necesidad de desarrollar perfiles digitales específicos o incluso sociales. Gracias a las TIC la integración de las personas se ve favorecida en un nuevo orden con diferentes relaciones a escala global. Tal y como remarca Warschauer (2004) Referencia "El acceso a las TIC esta embebido e un complejo conjunto de factores incluyendo recursos y relaciones físicas, digitales, humanas y sociales, Los contenidos y el lenguaje, la ilustración, la educación, y las estructuras institucionales y de la comunidad

deben tener en cuenta si el acceso principal a las nuevas tecnologías está garantizado”.

En este contexto, la flexibilidad de los servicios de aprendizaje provistos por escenarios basados en Internet permite a los estudiantes aprender a su propio ritmo y localización mejorando la comunicación y la interacción continua entre los participantes del conocimiento y de la construcción de la comunidad. Los sistemas de gestión del contenido educativo (LCMS) ofrecen un acceso abierto al contenido de aprendizaje de larga duración y a los servicios de manera independiente a las barreras de tiempo y ubicación. Estos servicios están incrementando su accesibilidad a través de las tecnologías y los dispositivos, ofreciendo nuevas oportunidades para experiencias de aprendizaje especialmente para y con las personas que pueden mejorar su inclusión social. Pero los entornos de aprendizaje están evolucionado rápidamente hacia escenarios móviles e informatizados más revolucionarios acompañados de tecnologías sociales que conducirán a la aparición de nuevos tipos de aplicaciones de aprendizaje que mejorarán los procesos de comunicación y de colaboración.

De acuerdo con el Informe “Uso y Acceso de las Personas con Discapacidad a las TIC” desarrollado y publicado por la Fundación Vodafone-España (2013) se debe resaltar que el 91,8% de las Personas con Discapacidad en España usan el teléfono móvil, el 42,8% usa el ordenador y el 32,5% usa Internet. Estas cifras son de alguna manera inferiores a las de la media de la población total española (95,5%, 72,7% y 75,1%, respectivamente para cada tecnología) incluso el uso de teléfono móvil entre personas con discapacidad visual, auditiva y de movilidad es prácticamente universal. El colectivo de personas con discapacidad auditiva es uno de los que hace más uso de las TIC, haciendo del ordenador (47,5%) y de Internet (61,8%) las tecnologías más usadas,

aun incluso a pesar de las limitaciones de su discapacidad esta población es la que se enfrenta a los graves problemas de accesibilidad de los teléfonos móviles (56,3%). Pero a pesar de esto, son también ellos quienes más participan en redes sociales (56,1%) y usan los servicios de páginas Web de organizaciones dedicadas al apoyo a la discapacidad para participar en foros (36,6%). En este caso el colectivo de personas con discapacidad de movilidad tienen una mayor percepción del uso del teléfono móvil como facilitador para la comunicación y la autonomía personal, pero al mismo tiempo usan menos el ordenador (32,6%) e Internet (32,5%) lo que indica principalmente que les parece muy complejo manejarlo (34,1%).

Estas cifras demuestran que hay todavía mucho trabajo por hacer para eliminar las barreras de acceso a las TIC para las personas con diversidad funcional. El impacto de la ubicuidad de Internet juega un papel principal a través de todos los sectores de actividad, ya que con la creciente provisión de servicios digitales ubicuos que son más disponibles la localización de herramientas e individuos son cada vez más flexibles (Meloche & Hasan, 2008). Además nadie debería ser excluido del uso de teléfono móvil, Internet, ordenadores y todas las aplicaciones y servicios incluyendo la educación, la salud, las actividades culturales, el comercio electrónico o la administración electrónica. Ser excluido de estas aplicaciones de las TIC implica estar fuera no solo de la sociedad de la información sino también de una vida autónoma e independiente. Además asegurando las TIC a las personas con Discapacidad y ampliando el acceso a estas tecnologías, tanto como a las ayudas técnicas, es el elemento clave para eliminar las barreras a las que nos enfrentamos.

2. Antecedentes

En el mes de mayo de 2013 se lanza la primera iniciativa de una red de estudiantes voluntarios para mejorar las condiciones de accesibilidad del material didáctico de la UNED, en concreto de los recursos multimedia (video-clases) alojados en el repositorio Cadena Campus. El motivo por el cual se escogió este repositorio frente a otros de la universidad fue por su elevado uso entre los estudiantes. El repositorio Cadena Campus² es el portal web desde el que se pueden visualizar los contenidos (tutorías, seminarios, eventos...) producidos con la plataforma AVIP, un desarrollo propio de la universidad iniciado en el año 2008 [1]. Esta plataforma cuenta en la actualidad con 655 aulas distribuidas por toda la península (datos de enero de 2014), disponibles en todos los Centros Asociados, y están equipadas con equipos audiovisuales (videoconferencia o webconferencia) y pizarras digitales interactivas permitiendo interconectar unas con otras de forma simultánea. Si el usuario dispone de un ordenador con conexión a Internet, podrá seguir la sesión en directo, formular preguntas al ponente mediante un chat y, una vez grabada, reproducirla cuando él quiera [2]. Este repositorio dispone en la actualidad de un total de 13.869 usuarios registrados que graban clases o eventos, de los cuales 3.880 son profesores o profesores-tutores. El portal dispone de 48.531 videos almacenados que han sido visualizados (descargados) cerca de 5 millones de veces.

En el caso de la experiencia aquí desarrollada, la necesidad de lograr una mayor accesibilidad de los recursos era imperiosa. En el curso 2012/2013, la UNED fue escogida por cerca del 50% de los estudiantes universitarios españoles con

2 <https://www.intecca.uned.es/portalavip/cadenaCampus.php>

discapacidad, alcanzando la cifra de 8.068 personas matriculadas con diversidad funcional, por lo que claramente existe una obligación especial en la universidad para satisfacer el mayor grado de accesibilidad en sus servicios académicos. Por tanto con el fin de garantizar la igualdad de oportunidades para los estudiantes con discapacidad de la UNED y de contribuir a suprimir las barreras para el acceso, la participación y el aprendizaje de todas las personas con discapacidad que integran la comunidad universitaria, era necesario coordinar y desarrollar nuevos planes de actuación en distintos ámbitos que constituyeran sus principales funciones y servicios.

En el siguiente apartado se presentan los conceptos relacionados de inclusión digital y *eLearning* solidario, pasando a continuación a explicar el objeto de la convocatoria escogida en la UNED, explicar el desarrollo de la acción de los estudiantes ciber-voluntarios y los aspectos centrales de la coordinación de actividades finalizando con los resultados obtenidos y unas breves conclusiones. (Justo antes de antecedentes)

3. Inclusión Digital y *eLearning* Solidario

El concepto de Inclusión Digital viene a promover la necesidad de realizar esfuerzos para que el uso y disfrute de la tecnología pueda llegar a todas las capas de la población. Pero para lograrlo es necesario acercar la tecnología y formar convenientemente a los ciudadanos de forma que las personas lleguen a considerar la tecnología como un bien social. Posiblemente esto se logra cuando se demuestra que los beneficios alcanzan a toda la población y la brecha digital se ha acortado sustancialmente. Gracias a las TIC se favorece la integración de personas en un orden nuevo con nuevas relaciones a escala global. La inclusión social propone la creación de "entornos favorables" basados en e-servicios que como in-

dican Serrano y Martínez [3] el acceso y uso a las tecnologías de la información conlleva tres procesos:

- Que exista infraestructura de telecomunicaciones y redes (disponibilidad).
- La accesibilidad de los servicios que ofrece la tecnología.
- Poseer habilidades y conocimientos para hacer un uso adecuado de la tecnología.

Una de estas situaciones es la de la metodología de aprendizaje denominada *eLearning*. Mediante el *eLearning* se favorece la formación y la capacitación y también se intensifica la cohesión social, el desarrollo personal, la comunicación y la participación en comunidades. Mediante las TIC, las distancias se reducen y se proporciona servicio incluso en zonas aisladas, dotadas de pocos servicios y de esta forma el *eLearning* puede generar sinergias entre territorios, grupos y personas que por razones diversas no pueden estar en contacto fluido y permanente.

Dado que la accesibilidad puede definirse como “disponibilidad del recurso en cualquier lugar o momento, debe poder ser descubierto y utilizado a través de la web” [4], la introducción de contenidos audiovisuales en las páginas web (y por similitud en las plataformas de enseñanza a través de Internet o *eLearning*) añade una nueva dificultad a los requerimientos de accesibilidad, ya que se incluyen nuevos elementos que amplían la brecha digital, y no sólo para las personas con discapacidad. Cada día, es más frecuente no poder acceder a un video, por no tener el programa o el códec determinado para interpretar cada nuevo formato.

Por tanto, la accesibilidad web es una cualidad de los entornos de enseñanza-aprendizaje basados en Internet que se enmarca en los principios del Diseño para Todos [5]. La accesibi-

lidad y usabilidad web son conceptos básicos para comprender la importancia de cada uno de los tipos de diversidad funcional de los usuarios. La mejora de la accesibilidad de recursos web beneficia a todos los usuarios, no únicamente a algunos colectivos con diversidad funcional, y aparece como una mejora de valor añadido sobre la calidad de los recursos educativos.

En el año 2010 comenzaron los primeros trabajos internos a nivel técnico dentro de la universidad para analizar el grado de accesibilidad de los recursos multimedia en general [6] así como de la herramienta AVIP en particular [7] con el objetivo de facilitar y mejorar el uso de las instalaciones y de los contenidos audiovisuales generados desde este tipo de aulas. Los resultados obtenidos en este último trabajo —sobre un total de 26 video-clases transcritas y subtituladas— mostraron que por cada hora de vídeo eran necesarias unas 3 horas para lograr una buena transcripción y 4 horas más para conseguir el recurso con al subtitulado completo. Este trabajo que recibió el premio de la Fundación ONCE en el Congreso CAFVIR 2013 (Lisboa, Portugal 2013) demostró que era inviable lograr la accesibilidad de los más de 35.000 vídeos presentes en ese año en el repositorio Cadena Campus y que era necesario aumentar la concienciación social en la universidad para lograr recursos multimedia más accesibles.

Este fue el germen del diseño de una acción de voluntariado para aumentar de forma exponencial los logros en los recursos accesibles basándose en el *eLearning* solidario de Ismael Peña [8], definido como aquél que está dirigido a:

- La sensibilización de la sociedad sobre temáticas o disciplinas del ámbito de la solidaridad, la cooperación al desarrollo, la cultura de paz, la sostenibilidad, etc.
- La formación y capacitación de personal propio, cooperantes y voluntarios de entidades sin ánimo de lucro y vinculadas a los ámbitos enumerados anteriormente.

- La capacitación para el desarrollo, dirigida a dotar de habilidades a colectivos con riesgo de exclusión o sociedades subdesarrolladas o en vías de desarrollo.

De forma reciente, se están dando prácticas de ciber-voluntariado digital [9, 10] que está movilizando a muchísimas personas y organizaciones que trabajan conectados a un ordenador desde sus casas. En el que un pequeño grupo serían los “voluntarios TIC” que actúan para implementar y favorecer el conocimiento de las TIC a colectivos desfavorecidos.

4. Objeto de la convocatoria

El objeto de la convocatoria ha sido el de facilitar la participación de los miembros de la comunidad universitaria de la UNED, en concreto de los estudiantes de Grado, en actividades relacionadas con dos acciones que son:

- Transcripción de materiales didácticos / video-clases, para facilitar posteriormente la inclusión de subtítulos y mejorar su legibilidad.
- Descripción y representación estandarizada de conocimiento de los materiales didácticos/ video-clases asignados para mejorar su catalogación.

Estas acciones se pueden desglosar en las siguientes actividades específicas:

1. Transcripción de materiales didácticos / video-clases. El voluntario realizará la transcripción textual del audio correspondiente a la video-clase. De esta forma se facilita su estudio por parte de los estudiantes con discapacidad.

2. Inclusión de subtítulo: la transcripción podrá ser utilizada para la inclusión de subtítulos en los recursos audiovisuales.
3. Etiquetado semántico: el voluntario se encarga de definir los metadatos asociados (título, código de asignatura, palabras clave, etc...) a los recursos didácticos, realizando una descripción concreta y una anotación semántica conforme a estándares de forma que se mejore su catalogación dentro del repositorio digital.
4. Creación de documentos accesibles: el voluntario se encarga de revisar y completar el mejor nivel de accesibilidad de documentos formato Microsoft Word.

Las actividades escogidas para que fueran desarrolladas por los voluntarios en la 1ª edición fueron la 1 y 3.

5. Desarrollo de la acción de ciber-voluntarios

La convocatoria de la red de voluntarios se publicó en el boletín interno de la universidad (BICI de 27 mayo de 2013). Los inicios de la red fueron cautelosos, contando que no existía experiencia previa para gestionar este tipo de convocatoria y con las dificultades intrínsecas de coordinar recursos humanos adscritos a cuatro departamentos distintos en nuestra universidad junto con una red de estudiantes voluntarios. Por ese motivo se creó un espacio de comunidad en la plataforma de *eLearning* propia de la universidad (alF) y de esta forma todas las actividades de esta convocatoria han tenido lugar en su totalidad de forma virtual, a través de dicha comunidad específica (Figura 1), incluyendo las labores de comunicación y coordinación, selección de videos del repositorio Cadena Campus (más de 48.000 recursos disponibles), gestionar las sugerencias específicas realizadas por varios estudiantes con

discapacidad (en cuanto a titulaciones, temas, etc.), diseñar específicamente las tareas de los voluntarios, coordinar con los equipos técnicos los nuevos desarrollos software que se realizaron ex profeso, coordinar la ejecución de las tareas por parte de los estudiantes, etc.

Desde la publicación de la convocatoria hasta la fecha del inicio de los trabajos por parte de los voluntarios se realizan los siguientes pasos:

- Recogida y clasificación de las solicitudes de voluntarios.
- Selección de las video-clases AVIP intentando satisfacer la demanda de estudiantes con discapacidad.
- Asignación de videos a voluntarios intentando casar afinidad de los videos asignados con el Grado en el que están matriculados.
- Elaboración de los documentos con las indicaciones necesarias para la correcta realización de las tareas.
- Apertura Comunidad en aIF y asignación de grupos de trabajo.
- Coordinación de los recursos humanos involucrados.

Se creó un espacio para la comunidad en una plataforma de *eLearning* de la universidad (aIF, una personalización de la plataforma de código abierto dotLRN) y la experiencia comenzó con 13 estudiantes. Como resultado de esta acción, 42 video-clases fueron textualmente transcritas y se mejoró su etiquetado semántico en el repositorio a través de la edición de metadatos por los voluntarios, aunque fue imposible conseguir ni la subtitulación ni la creación de documentos accesibles. Un total de ocho estudiantes voluntarios acabaron su trabajo. La acción se benefició del hecho de que a varios voluntarios que estudiaban Grado en Estudios Ingleses se les asignaron recursos (pie de la tabla) originalmente produci-

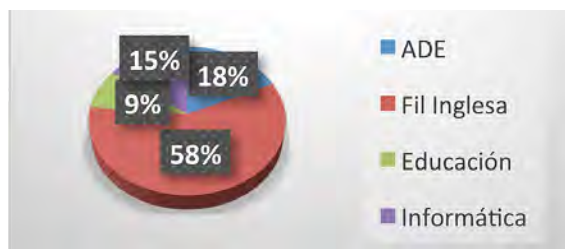


Fig.1. Número de distribución de visitas por videos relacionados con el tema (datos, Nov 2014): rojo (Estudios Ingleses), azul (ADE), purpura (Ingeniería Informática) y Verde (Educación).

dos en inglés, Consiguiendo además un propósito multi-lingüe (dos idiomas, Español e Inglés). Un vez que la actividad del voluntario acabó, todas las transcripciones fueron recogidas y el etiquetado semántico fue revisado.

Estos vídeos (equivalente a alrededor de 26 horas) recibieron un total de 4362 visitas, contadas como descargas de streaming, desde el final de la iniciativa en octubre de 2013 hasta noviembre de 2014 distribuidas por áreas temáticas (como se ve en la Figura 1).

Estos vídeos (equivalente a alrededor de 26 horas) recibieron un total de 4362 visitas, contadas como descargas de streaming, desde el final de la iniciativa en octubre de 2013 hasta noviembre de 2014 distribuidas por áreas temáticas (como se ve en la Figura 1).

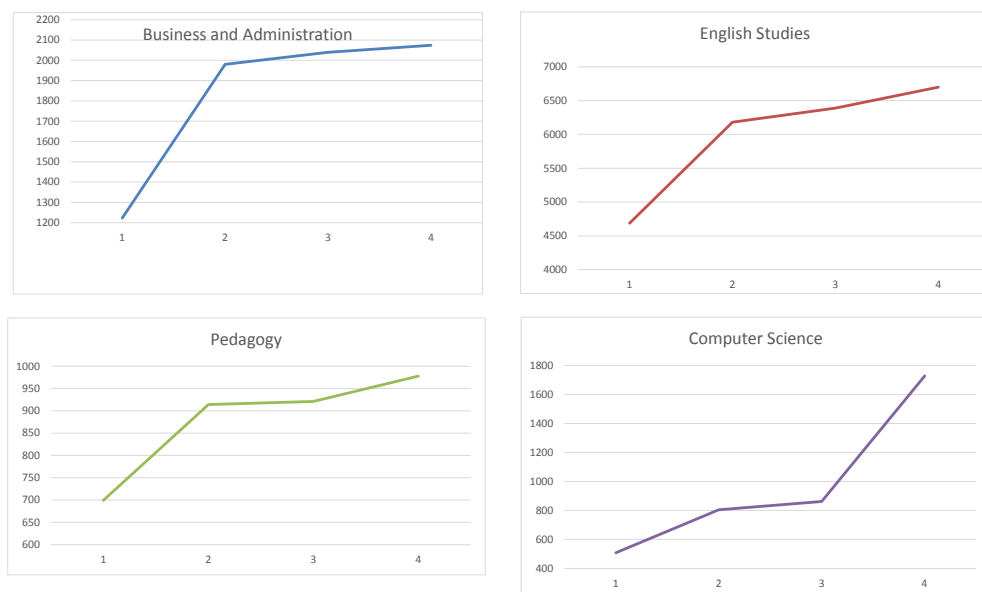


Fig. 2 Evolución del número de visitas de videos relacionados con el tema. Eje X: 1 (Nov 2013), 2 (Marzo 2014), 3 (Julio 2014), 4 (Nov 2014).

La evolución del número de visitas se muestra en la Figura 2, los datos fueron recogidos en cuatro fechas diferentes, distribuidas equitativamente a lo largo de un año.

Como se puede ver en los gráficos la evolución del número de visitas por área temática es diferente, aunque hay un incremento importante en todas ella, como se resume en la Tabla 1.

Estudios	% Incremento de visitas desde oct. 2013	% Incremento de visitas desde jul. 2014
Estudios ingleses	30	5
Ing. Informática	70	50
Ade	41	1,7
Educación	29,5	6

Tabla 1. Evolución del número de visitas de vídeos relacionados con el tema.

6. Resultados de la encuesta de estudiantes con diversidad funcional

Un estudio mediante encuesta se realizó para recoger información sobre utilidad y facilidad de uso de las nuevas colecciones de recursos accesibles y el nivel de confort que tenían los estudiantes con discapacidad cuando los usaban al igual que en los estudios de Persico [11]. La muestra de población consistía en 8068 estudiantes con diversidad funcional matriculados en al UNED en el curso 2013/14 y se recogieron 88 respuestas. Los resultados de la encuesta basada en una escala tipo Likert de 5 puntos y los datos extraídos de las entrevistas se resumen en las siguientes tablas. La tabla 2 muestra los datos de los estudiantes sobre su discapacidad, la necesidad de usar productos de apoyo para su aprendiza-

je y los estudios que realizaban. Solo 21,6% respondió afirmativamente que necesitaba algún tipo de producto de apoyo. Algunas de las adaptaciones fueron por ejemplo: puesto adaptado, o espacio para el estudio, lapiceros y bolígrafos adaptados, micrófono Bluetooth (conectado automáticamente a cascos auriculares), lectores de pantallas, ampliaciones, o adaptación de tiempo...

tipo Discapacidad	%	Uso Productos de Apoyo	%	Alumnos Matriculados	%
Discapacidad Física	42%	Sí	21,59%	Ing. Informática	4,55%
Enfermedad Mental	6,5 %	No	68,18%	Ciencias	3,41%
Pérdida de Visión, Ceguera	5,5 %	Sin respuesta	10,23%	ADE	9,09%
Pérdida de audición, Sordera	9 %			Ciencias Políticas y Sociología	5,68%
Discapacidad Intelectual	15 %			Derecho	11,36%
				Educación	2,27%
				Filología	6,82%
				Filosofía	3,41%
				Geografía e Historia	12,50%
				Psicología	15,91%
				Cursos de Doctorado	1,14%
				Acceso a la Universidad	9,09%
				Sin respuesta	14,77%

Tabla 2. Distribución de estudiantes con diversidad funcional

Cuando se preguntó sobre la mejora en el grado de accesibilidad de las video-clases (ver Tabla 3), cerca del 60% respondió que definitivamente se había mejorado y más del 50%

consideró la calidad de las transcripciones buena. Por encima de todas las respuestas el 42,25% de los estudiantes consideró muy importante la existencia de ambas, transcripción y subtitulado, y el 47,89% confirmó que las transcripciones son materiales textuales muy útiles para ser usados como notas de estudio, etc. Como resultados globales, 53,52% de los estudiantes que respondieron coinciden en que el contenido ahora es más útil para el aprendizaje. Cabe mencionar varios datos que llaman la atención, el primero es el elevado número de ausencia de respuestas (42,5%) con respecto a la pregunta de calidad de la transcripción. Este dato hace pensar que puede haber habido una falta de comprensión de la pregunta o quizás falta de conocimiento para poder determinar si el recurso es o no de calidad. En este sentido, es cierto que la pregunta puede causar confusión puesto que se trata de evaluar la calidad de recursos audiovisuales y el estudiante puede pensar que se le está preguntando acerca de la calidad de la imagen, el sonido, etc en vez de la calidad del texto de la transcripción o la bondad del subtitulado. Asimismo, respecto a las respuestas negativas obtenidas en la accesibilidad del contenido (15,49%) y su utilidad para el aprendizaje (25,35%) hace suponer las mismas reflexiones. Por este motivo, se ha iniciado un trabajo concienzudo de revisión de todas las preguntas utilizadas en las encuestas, con el objetivo de hacerlas más comprensibles y facilitar su evaluación. Asimismo, se están reformulando conforme a las directrices del modelo TAM (Technology Acceptance Model) para lograr información más precisa acerca de los beneficios de la mejora de la accesibilidad lograda como modelo facilitador de la percepción de usabilidad y facilidad de uso. Finalmente decir que el número de respuestas validas recogidas (88) se considera una muestra suficiente y diversa de la población objetivo a pesar de que la población total sea de 8068 estudiantes con discapacidad. Es cierto que la muestra

utilizada en el presente estudio es sólo de un 1% sobre el total, pero hay que recordar que no todos los estudiantes con discapacidad matriculados están siempre activos y alerta en un entorno de enseñanza a distancia, siendo además voluntaria su cumplimentación, lo que implica un bajo nivel de compromiso en el colectivo a estudiar. Finalmente, cabe mencionar las especiales dificultades que este colectivo tiene precisamente para rellenar este tipo de encuestas con formularios web a pesar de que se cuidó especialmente este aspecto desde la Cátedra y se utilizó la herramienta de encuestas Lime Survey que dispone del mejor nivel de accesibilidad comparada con herramientas similares.

	Completa- mente de acuerdo	Parcial- mente de acuerdo	Neutral	En des- acuerdo	Completa- mente en desacuerdo	Sin respuesta
Grado de accesibi- lidad del contenido (video)	23	19	8	5	6	10
P orcentaje	32,39%	26,76%	11,27%	7,04%	8,45%	14,08%
Calidad de la transcripción	7	29		4	1	30
	9,86%	40,85%		5,63%	1,41%	42,25%
Utilidad del conte- nido para el apren- dizaje	14	24		12	6	15
	19,72%	33,80%		16,90%	8,45%	21,13%

Tabla 3. Resultados de la encuesta de facilidad de uso y uti-
lidad basado en el modelo TAM de Davis [12].

7. Conclusiones

Como experiencia piloto, esta primera acción de cibervolun-
tarios en el marco de la mejora de la accesibilidad de los
recursos educativos, demuestra la capacidad de las nuevas

tecnologías para potenciar la innovación social y propiciar el empoderamiento ciudadano. Los estudiantes, en este caso, han actuado como ejemplo de “cibervoluntarios”, agentes de cambio social que han contribuido, de forma desinteresada, a fomentar el uso y conocimiento de las herramientas AVIP entre la comunidad universitaria. La tecnología se ha utilizado desde una perspectiva social, ayudando en este caso a eliminar las barreras de acceso a los materiales audiovisuales contenidos en el repositorio Cadena Campus. Asimismo, se ha sensibilizado y formado de forma particular a este colectivo de estudiantes voluntarios en aspectos tecnológicos importantes para la atención a la diversidad funcional como son: transcripciones, etiquetado semántico de recursos educativos, etc.

En palabras de la estudiante premiada por la Cátedra UNED-Fundación Vodafone, “si todos aportamos nuestro granito de arena podríamos conseguir muchos más contenidos accesibles que ayuden a las personas con necesidades especiales”. Asimismo, es evidente la gran labor de concienciación que se realiza con experiencias como esta. En palabras de los voluntarios: “...también tienes que incluir en la transcripción todo lo relativo al contexto en el que se produce la clase, tales como las preguntas de los alumnos, los posibles ruidos o elementos externos, etc.” Es decir, los estudiantes voluntarios se ponen en el lugar de las personas con necesidades especiales y comprenden mejor los problemas de inaccesibilidad con los que se encuentran en su día a día.

Por todo lo anterior, los objetivos que se consideran alcanzados con esta experiencia piloto de red de voluntarios han sido en concreto:

1. Fomentar la adopción y la mejor utilización de los contenidos, servicios, herramientas y accesos TIC por parte de la comunidad universitaria.

2. Suprimir las barreras que impiden el conocimiento y uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación.
3. Fomentar la participación a través de las TIC y el uso responsable de estas herramientas entre los estudiantes.
4. Impulsar la creación, capacitación y movilización de un voluntariado tecnológico.
5. (De forma general) Crear conciencia social: generando actitudes sociales y culturales positivas hacia la importancia de las Tecnologías de la Información y la Comunicación para el desarrollo y avance de la sociedad.

Desde la universidad se valora especialmente la ejecución de esta primera experiencia de red de cibervoluntarios, como una apuesta de emprendeduría social en el contexto de las TIC y el Voluntariado, y se espera repetir la experiencia incorporando nuevas actividades como el subtitulado.

8. Agradecimientos

Se agradece la disponibilidad del corpus inicial de los videos educativos AVIP del repositorio Cadena Campus de la UNED y el soporte de la Cátedra de Tecnología y Accesibilidad UNED - Fundación Vodafone.

9. Referencias

- [1] C. Rodrigo, T. Read, "Herramienta Audio Visual Sobre Tecnología IP (AVIP) para Alcanzar Estándares de Calidad" Revista Iberoamericana de Tecnologías del Aprendizaje (IEEE RITA) (Latin-American Learning Technologies Jour-

- nal), Volumen 5, Número 3, 2010, Pags. 89-96 ISSN: 1932-8540 http://rita.det.uvigo.es/index.php?content=Num_Pub&idiom=Es&visualiza=4&volumen=5&numero=3
- [2] C. Rodrigo, J.L. Delgado, J. Vega,. "Using Interactive Videoconference to Promote Active Learning in a Blended Learning Environment". In: Advanced Learning Technologies (ICALT), Sousse, Tunisia Jul 2010 10th IEEE International Conference on. IEEE, pp. 658 - 662. URL <http://dx.doi.org/10.1109/ICALT.2010.187> [IEEE Xplore]
- [3] A. Serrano y E. Martínez "La Brecha Digital. Mitos y realidades". Dpto. Editorial Universitaria de la Universidad Autónoma de Baja California, México, 2003
- [4] S. P. Cueva Carrión, y G. d. R. Rodríguez Morales, "OER, estándares y tendencias". Revista De Universidad y Sociedad Del Conocimiento, RUSC. 2010 Recuperado de http://rusc.uoc.edu/ojs/index.php/rusc/article/view/v7n1_cueva_rodriguez/v7n1_cueva_rodriguez
- [5] Guía metodológica para la creación de desarrollos curriculares virtuales accesibles, Héctor R. Amado-Salvatierra, Lisa Renata Quan Lainfiesta y Rocael Hernández Rizzardini (Eds.). Universidad Galileo (2015) ISBN: 978-9929-40-658-2. http://www.esvial.org/wp-content/files/E116_L1_espaol.pdf
- [6] C. Rodrigo, J.L. Delgado, y T. Sastre, "Accesibilidad a los contenidos educativos audiovisuales: nuevas tecnologías con formatos contenedores." RIED, 2010, 13(2), pp. 107-131. Recuperado de <http://ried.utpl.edu.ec/images/stories/vol13n2/RIED13N2.pdf>
- [7] C. Rodrigo, N. Vázquez, N.; M. Vázquez, "Mejoras en accesibilidad software de la herramienta AVIP" Actas del XIV Congreso Internacional de Interacción Persona Ordenador (INTERACCIÓN 2013)" ISBN: 978-84-695-8352-4 Eds. J. A. Macías, S. Baldassarri y J. Urquiza, 2013, pp. 147-150

- [8] P. Maya Álvarez "La brecha digital, brecha social. Los recursos humanos en el desarrollo y la capacitación a través del aprendizaje digital (*elearning*)" *Gazeta de Antropología*, 2008, 24 (2), artículo 45 <http://hdl.handle.net/10481/6963>
- [9] H. Takagi, T. Itoh, S. Kawanaka, M. Kobayashi, Ch. Asakawa, "Social accessibility: achieving accessibility through collaborative metadata authoring", *Proceedings of the 10th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*, 2008, Pages 193-200 ISBN: 978-1-59593-976-0 doi>10.1145/1414471.1414507
- [10] I. P. López, "Voluntariado Virtual para e-learning solidario: Proyectos formativos sostenibles de alta replicabilidad y bajo coste para la cooperación al desarrollo.", 2004, http://ictlogy.net/articles/20040923_ismael_pena_voluntariado_virtual_para_elearning_solidario.pdf
- [11] D. Persico, S. Manca, y F. Pozzi, "Adapting the Technology Acceptance Model to evaluate the innovative potential of e-learning systems", *Computers in Human Behavior*, 30, 2010, pp 614-622.
- [12] F. D. Davis, "Perceived usefulness, perceived ease of use, and user acceptance of information technology". *MIS Quarterly*, 13, 1989, pp319-339.

Prácticas Profesionales Virtuales para Estudiantes con Discapacidad

Isabel Santesmases Montalbán, Ignacio Rodríguez de Rivera Alemán, Alejandra Pereira Calvo, Ana Andreu Bueno, Nuria Navas López, Valentín Sama Rojo, Esther Sevillano Asensio y Juan Antonio Moriano León¹

Resumen: *El sistema de prácticas extracurriculares (reguladas por R. D. 592/2014, de 11 de julio [1]) en modalidad virtual que desde el Centro de Atención a Universitarios con Discapacidad, UNIDIS, de la UNED estamos desarrollando se presenta como una alternativa a los períodos de formación presencial de los estudiantes en las propias empresas. Desde su condición como universidad con el mayor número de estudiantes con discapacidad de toda España, nuestro objetivo constituye precisamente una verdadera apuesta por la igualdad de oportunidades entre nuestros estudiantes. La plataforma e-learning empleada proporciona un soporte virtual que permite la eliminación de las barreras físicas y los desplazamientos, condicionantes de especial relevancia en el caso de los estudiantes con discapacidad. Hasta la fecha han sido 58 las plazas en las que han participado los estudiantes con discapacidad seleccionados. Nuestra previsión es que a lo largo del año 2015 se incorporen a estos procesos de prácticas un número de entre veinte y treinta estudiantes con discapacidad.*

Abstract: *The extracurricular (R. D. 592/2014, 11th of Jule [1]) virtual internship system that we're carrying out at Centro de At-*

1 Centro de Atención a Universitarios con Discapacidad, UNIDIS. Universidad Nacional de Educación a Distancia, UNED. C.e.: practicavirtuales@adm.uned.es.

enci3n a Universitarios con Discapacidad, UNIDIS, from UNED, presents itself as an alternative to on-site internship at the companies. As the university with the largest number of students with disabilities in Spain, our goal is a firm commitment for equal opportunities among our students. The e-learning platform we're using provides a virtual format which helps alleviate the physical barriers and journeys which affect our students with disabilities to a great extent. 58 selected students have participated in this internship program. We estimate that between 20 to 30 students with disabilities will join this internship program throughout 2015.

1. Presentaci3n

El incremento progresivo de estudiantes con discapacidad que se matriculan cada curso en la UNED ha llevado a nuestra universidad a implicarse de forma especial en la b3squeda de recursos y propuestas destinadas a este colectivo.

En este reto debemos acudir a conceptos amplios como es el de dise1o para todos [2], t3rmino que alude a la intervenci3n sobre entornos, productos y servicios con la finalidad de que todas las personas, independientemente de su edad, g3nero, capacidades o bagaje cultural, puedan participar en igualdad de oportunidades en la construcci3n de nuestra sociedad, ya sea en actividades econ3micas, sociales, culturales o de ocio.

Desde esta perspectiva y dado que apostamos por garantizar la igualdad de oportunidades entre todos nuestros estudiantes, nuestra propuesta impulsa un sistema de pr3cticas extracurriculares o profesionales en un entorno virtual, en el que no existe la necesidad de realizar desplazamientos f3sicos. Como sabemos, estas condiciones pueden llegar a ser determinantes en el caso de los estudiantes con discapacidad [3].

Con la finalidad de potenciar este sistema de prácticas entre nuestros estudiantes con discapacidad, a partir de enero de 2013 nuestra universidad comienza a desarrollar acciones específicas destinadas a este colectivo. El proyecto de prácticas profesionales virtuales para estudiantes con discapacidad se pone en marcha, en primer lugar, con el patrocinio de Fundación Universia (años 2013 y 2014). Durante los años 2014 y 2015 está colaborando Fundación ONCE, a través de su consultora de recursos humanos, FSC Inserta y con la cofinanciación del Fondo Social Europeo, FSE, en el marco del Programa Operativo Lucha contra la Discriminación 2007-2013.

Es interesante destacar que precisamente las dos entidades que han apoyado el proyecto de prácticas profesionales virtuales para estudiantes con discapacidad ya tienen experiencia previa en este sistema de colaboración a distancia. Y es que Fundación Universia y Fundación ONCE vienen trabajando con anterioridad en el proyecto Teledislab, programa de inserción laboral para mujeres con discapacidad, basado en la implantación de procesos de aprovechamiento al máximo de entornos virtuales laborales [4]. Aunque las prácticas extracurriculares que realizan los universitarios no implican en ningún momento una relación laboral, es importante que destaquemos el paralelismo entre ambos proyectos, lo que pone de manifiesto el fuerte compromiso de ambas entidades por promover la inserción profesional de las personas con discapacidad aprovechando las potencialidades de las tecnologías de la información y comunicación.

2. Objetivos y destinatarios

El objetivo esencial de esta iniciativa radica en una verdadera apuesta por la igualdad de oportunidades entre nuestros estudiantes. La flexibilidad del sistema permite que:

- Se eliminen las barreras físicas y los desplazamientos, factores que, como hemos apuntado, son de especial relevancia en el caso de los estudiantes con discapacidad.
- Estudiantes de cualquier localidad geográfica puedan colaborar igualmente con empresas situadas en cualquier lugar, tanto a nivel nacional como internacional.
- Los estudiantes puedan desarrollar una experiencia profesional que incremente su empleabilidad y pueda facilitar su posterior inserción en el mercado laboral.
- La conciliación de la vida familiar, personal, académica y profesional sea un hecho real.

Los más de 7.000 estudiantes con discapacidad que se matriculan cada curso en nuestra universidad constituyen un colectivo cuya inserción profesional deseamos potenciar de modo específico mediante esta modalidad de prácticas.

Se trata de estudiantes que acrediten legalmente una discapacidad reconocida igual o superior al 33%. Al mismo tiempo, para que un estudiante con discapacidad pueda acceder a una oferta de prácticas virtuales se considerarán los mismos requisitos que se aplican a estudiantes sin discapacidad, es decir:

- Estar matriculado en el título universitario por el que se opta a la realización de prácticas externas o estar matriculado en estudios de Postgrado en la UNED.
- Los estudiantes de Diplomatura, Ingeniería Técnica, Licenciatura, Ingeniería y Grado, deberán haber superado al menos el 50% de los créditos de la titulación.
- Los estudiantes de Máster Oficial o del Programa de Especialización deberán estar matriculados de un curso completo.

Revisando las cifras de estudiantes con discapacidad matriculados en estudios de Grado y de Postgrado (Máster Oficial o del Programa de Especialización) durante el curso académico 2014/15, observamos que la Facultad de Derecho (23,74%) y la Facultad de Psicología (19,76%) son las que alcanzan mayor representación. A continuación, las Facultades de Geografía e Historia, Ciencias Económicas y Empresariales y Educación muestran porcentajes de estudiantes matriculados que se sitúan entre el 13% y el 7%. Por último, con menos de un 6%, se sitúan los estudiantes de las Facultades/ Escuelas de Filología, Filosofía, Ciencias, Política y Sociología, Informática e Industriales.

Por otra parte, un 55% de los estudiantes con discapacidad matriculados presenta una discapacidad física, lo que apoya aún más la necesidad de apostar por esta modalidad de prácticas. Con un porcentaje del 23%, encontramos a aquellos estudiantes que presentan una discapacidad psíquica. Las discapacidades de tipo visual y auditivo ocupan el 10 y el 7% de los casos respectivamente.

3. Metodología

Bajo esta modalidad, las prácticas extracurriculares se están desarrollando a distancia, utilizando el soporte virtual que brinda la plataforma educativa online aLF. Cada oferta de prácticas profesionales que propone una empresa se ve traducida en un curso virtual dentro de dicha plataforma (véase Imagen 1).

Tras la elaboración de un programa de prácticas adaptado a los contenidos específicos de cada titulación, a través de cada curso virtual se articula un procedimiento de tutorización bilateral, en el que intervienen el tutor por parte de la empresa y el tutor por parte de la universidad. En este pro-



Imagen 1. Portal principal de un curso virtual de prácticas.

ceso, la planificación previa de las tareas que el estudiante tiene que desarrollar, con su correspondiente cronograma de entregas parciales, se ha realizado mediante una herramienta de administración de Tareas.

El seguimiento y evaluación del trabajo que desarrolla el estudiante se ha realizado mediante herramientas de comunicación como el Chat, la Webconferencia o el Foro. En función del tipo de discapacidad que presenta el estudiante se ha optado por utilizar unas herramientas de comunicación u otras. Así, en aquellos casos en los que existe una discapacidad auditiva las reuniones entre ambos tutores y el estudiante se están realizando a través del Chat. Las reuniones mediante Webconferencia han sido posibles en el resto de los casos y han permitido igualmente una comunicación ágil y simultánea.

Como hemos comentado, en cada curso virtual existen herramientas para comunicarse e ir registrando las tareas que se realizan. No obstante, a pesar de que a los tutores de empresa se les han dado instrucciones para utilizar la aplicación de en-

trega de trabajos (Tareas), esta herramienta no es empleada de forma consistente por los mismos. Esto nos ha llevado a pensar que no les está resultando útil o que no se ajusta del todo a la organización real y al modo de trabajar de la empresa. Además, también estamos encontrando más dificultades para realizar videoconferencias (Webconferencia) que para reunirnos mediante el chat. En estos casos, lo que hemos hecho ha sido simplificar la configuración del curso virtual, reduciendo las aplicaciones a dos: a) Documentos: se utiliza como unidad on line de almacenamiento de archivos, en la que igualmente puede cargarse una especificación de tareas o cualquier material que la empresa considere necesario para realizar las prácticas; b) Chat: en ciertas ocasiones esta aplicación está resultando más ágil y precisa que la videoconferencia, ya que las dudas se resuelven por escrito y cualquiera de los participantes en el Chat puede posteriormente consultar la transcripción de la conversación mantenida.

4. Resultados

Desde enero de 2013 hasta junio de 2015 han sido 58 las plazas en las que estudiantes con discapacidad han sido seleccionados para realizar prácticas profesionales virtuales. Se han desarrollado ofertas de muy diverso tipo (véase gráfico 1), desde aquellas que se adaptan mejor a la modalidad virtual, como, por ejemplo, aquellas relacionadas con la informática (p. e. desarrollo web) o el marketing digital, a aquellas otras en las que siendo más habitual la presencia física incorporan también tareas que se pueden desarrollar a distancia, como, por ejemplo, la asesoría jurídica o algunas funciones propias del educador social. A excepción de una de las plazas, todas estas ofertas de prácticas han sido remuneradas. En forma de ayuda al estudio, la beca mínima que ha aportado la empresa

o entidad ha sido de 240 euros brutos al mes (con 4 horas diarias de dedicación a las prácticas) y la máxima de 600 euros brutos al mes (7 horas diarias).

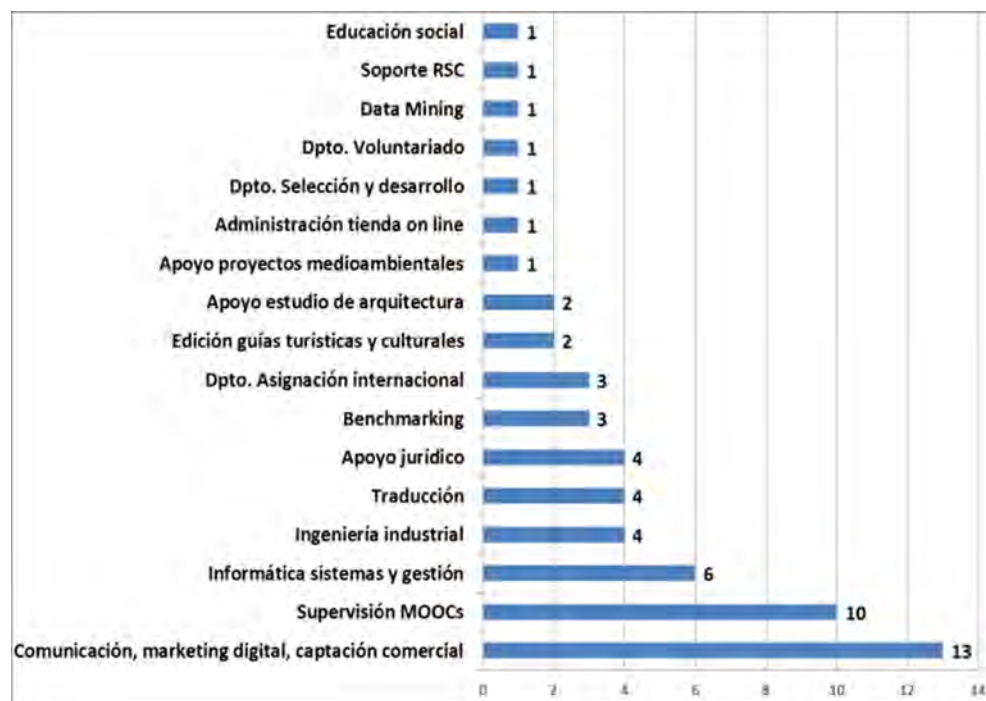


Gráfico 1. Distribución de las 58 plazas por tareas y departamentos.

Entre las empresas que están ofreciendo prácticas en modalidad virtual a nuestros estudiantes con discapacidad cabe destacar la importante implicación de Fundación Universia y Repsol. Diez de las 48 plazas corresponden a estudiantes que han hecho prácticas en Fundación Universia realizando tareas de supervisión de Cursos Online Masivos en Abierto (MOOCs, por sus siglas en inglés) en relación al proyecto Miríada X, que desarrollan Universia y Telefónica Learning Services. Por otro lado, hasta el momento en Repsol han sido 21 las plazas de prácticas desarrolladas en modalidad virtual por estudiantes

con discapacidad, lo cual también refleja su fuerte apuesta por esta modalidad de prácticas así como su compromiso con la inclusión social de las personas con discapacidad (véase gráfico 2).

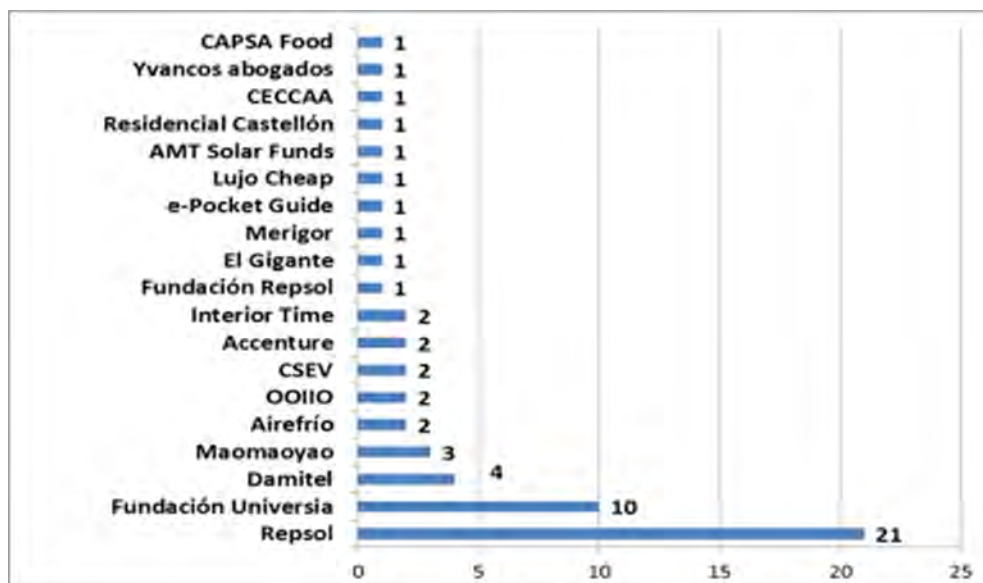


Gráfico 2. Distribución de las 58 plazas entre las empresas que han participado en el proyecto.

Cabe señalar que la importante implicación de Fundación Universia en el proyecto ha provocado que una parte significativa de las plazas de prácticas profesionales virtuales desarrolladas hayan sido ocupadas por estudiantes pertenecientes a la Facultad de Educación (10 de las 17 plazas desarrolladas por estudiantes de la Facultad de Educación corresponden a estudiantes que han hecho prácticas en Fundación Universia). La representación de estudiantes con discapacidad seleccionados entre las Facultades y Escuelas de la UNED puede verse en el siguiente gráfico (gráfico 3):

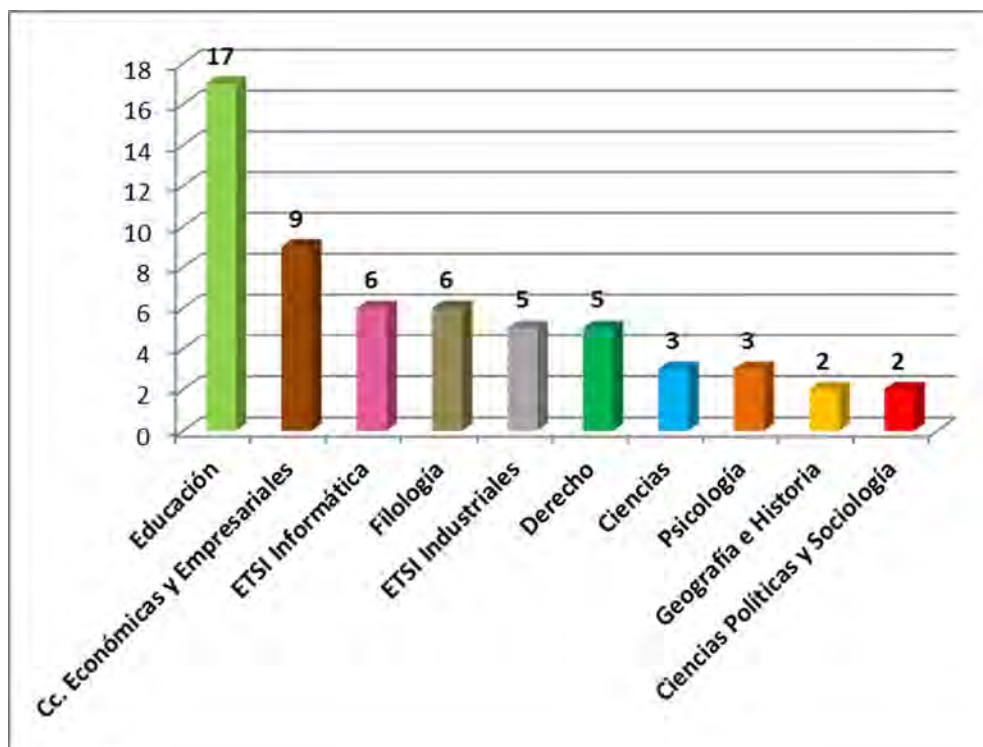


Gráfico 3. Distribución de las 58 plazas entre las distintas Facultades y Escuelas de la UNED.

En función del tipo de discapacidad que presentan los estudiantes que han realizado prácticas virtuales, observamos que un 43,10 % de las plazas ha sido ocupado por estudiantes con una discapacidad física (25 plazas), un 22,41 % de las plazas por estudiantes que presentan más de un tipo de discapacidad o que no especifican exactamente su tipo de discapacidad (13 plazas), un 15,51 % por estudiantes con discapacidad psíquica (9 plazas), otro 15,51 % por estudiantes con discapacidad visual (9 plazas) y un 3,44 % por estudiantes con discapacidad auditiva (2 plazas) (véase gráfico 4).

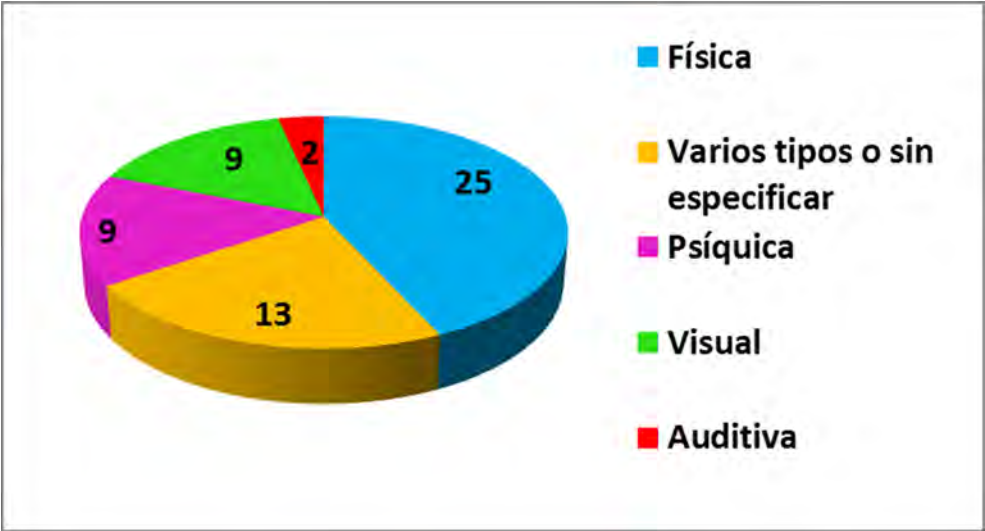


Gráfico 4. Distribución de plazas en función del tipo de discapacidad del estudiante.

Además, debemos mencionar que la ampliación del período de prácticas (superado el período inicial acordado, la empresa le ofrece al estudiante continuar con su período de prácticas) se ha dado en 19 de las 58 plazas. La contratación laboral se ha dado en uno de estos 19 casos en los que ha existido prórroga. En esta línea, debemos destacar el planteamiento que desde el inicio ha adoptado una de las empresas colaboradoras a la hora de planificar su oferta de prácticas. Es el caso de Maomaoyao, empresa que ha seleccionado a tres estudiantes a los que pretende incorporar como parte de su equipo tras un período de un año de prácticas.

5. Valoración de la experiencia

Con todo, para valorar esta experiencia hemos de considerar varios factores que, en cierta medida, están influyendo en los resultados obtenidos:

Por un lado, hemos de considerar las variables relacionadas con las características de los destinatarios de este proyecto como candidatos a las ofertas de prácticas. La muestra de estudiantes con discapacidad se ha visto sujeta a una serie de condiciones:

- La representación de estudiantes con discapacidad entre las distintas Facultades y Escuelas. En este sentido, debemos apuntar que hemos recibido ofertas de prácticas para las que apenas hemos contado con candidatos, dada su escasa representación en los estudios que se demandaban. Así está ocurriendo con la oferta de prácticas que recientemente ha planteado Amadeus, en la que se demandan sobre todo estudiantes de las Escuelas de Informática e Industriales.
- Al bajo porcentaje de estudiantes con discapacidad matriculados en ciertas Facultades y Escuelas se añade la dificultad para recibir solicitudes por parte de estudiantes que cumplan los requisitos necesarios para realizar prácticas extracurriculares. Especialmente hemos experimentado complicaciones para preseleccionar candidatos que hubieran superado el 50% de los créditos de la titulación. Este hecho no debe sorprendernos cuando, en conversaciones con otros profesionales dedicados a la inserción laboral de personas con discapacidad, se destaca la habitual dificultad para encontrar personas con discapacidad con una formación superior. Podemos decir que seguimos con la tarea de detectar talento para poder cubrir las ofertas de prácticas que recibimos.
- Pero aun cumpliendo los requisitos necesarios para realizar prácticas extracurriculares, algunos estudiantes con discapacidad deben enfrentarse a la importante rigidez normativa que existe en materia de compatibilidad entre pensiones no contributivas y el ejercicio de

actividades que generan ingresos económicos como la percepción de becas por la realización de prácticas en empresas. Este severo régimen, sobre el que el Comité Español de Representantes de Personas con Discapacidad, CERMI, ha propuesto cambios normativos, está provocando que algunos estudiantes con discapacidad se vean obligados a renunciar a las prácticas en empresas y, por tanto, al posible empleo que les seguiría, permaneciendo en la inactividad.

Por otra parte, también podemos hablar de variables relacionadas con la filosofía y el tipo de actividad de la empresa. En este sentido, cabe destacar las importantes reticencias que aún encontramos por parte de las empresas a la hora de aplicar un sistema de prácticas basado en el trabajo a distancia [5]. Al mismo tiempo y aunque poco a poco la cultura del teletrabajo empieza a hacerse un hueco en las empresas españolas [6, 7, 8], también es cierto que, en algunas ocasiones, debido al tipo de actividad de la empresa, las funciones de la propia oferta de prácticas se ajustan más a una colaboración presencial o semi-presencial.

Dadas estas condiciones, consideramos que los resultados obtenidos hasta el momento son en general bastante positivos, ya que las valoraciones por parte de los usuarios (estudiantes y empresas) son favorables, hemos establecido contactos con distintas empresas y las ofertas de prácticas han sido de diversa naturaleza. No obstante, para mejorar los próximos resultados de este proyecto debemos insistir más en dirigir nuestras estrategias de captación de ofertas hacia los perfiles más numerosos en la UNED. Es decir, observamos que aún sigue resultando necesario ampliar la gama de plazas ofertadas para tratar de llegar a estudiantes de todas las titulaciones, especialmente de aquellas en las que existe mayor volumen de estudiantes matriculados.

6. Conclusiones

La implantación de este sistema de prácticas virtuales en la UNED, como universidad líder en metodología de enseñanza a distancia, implica importantes beneficios tanto para los estudiantes como para las empresas.

Con la aplicación de este sistema de prácticas, los estudiantes con discapacidad de la UNED están experimentando importantes ventajas, como la posibilidad de:

- Evitar barreras físicas y desplazamientos al puesto de prácticas.
- Adquirir experiencia profesional que mejora su empleabilidad.
- Desarrollar competencias técnicas y transversales en un entorno de trabajo real.
- Lograr una mayor autonomía y planificación de las tareas.
- Compatibilizar la vida académica, profesional, personal y familiar.

De forma específica, estamos observando que las dos características esenciales de esta modalidad de prácticas —la eliminación de barreras físicas y desplazamientos y la flexibilidad del sistema— están haciendo especialmente compatible el desarrollo de unas prácticas para aquellos estudiantes con movilidad reducida o que requieren alternativas más flexibles para realizar prácticas (por ejemplo, personas que experimentan problemas de sueño debidos a cambios en su medicación o personas con fobia social).

Por su parte, las empresas colaboradoras que han participado o participan actualmente en el proyecto experimentan también beneficios significativos. Entre ellos destacamos:

- El contacto con estudiantes con discapacidad, lo que permite a las empresas conocer las competencias y capacidades de los mismos en un entorno laboral.
- La posibilidad de acceder a candidatos de distintas localidades geográficas.
- La oportunidad de formar a un futuro empleado mediante un método de trabajo más flexible que permite una gestión del tiempo más eficiente.
- La reducción de costes de infraestructura-espacio optimizando recursos tecnológicos.

Deseamos que nuestro objetivo de llegar a todos los estudiantes responda al planteamiento de la UNED y al compromiso con sus estudiantes, ya que la UNED quiere ser la universidad de todos, “estés donde estés”. Por ello, seguiremos trabajando para mejorar nuestros resultados, ampliando la red de contactos con empresas y el número de plazas de prácticas en las que participan nuestros estudiantes. Gracias al aprovechamiento de las Tecnologías de la Información y la Comunicación, que nos permiten interactuar con independencia del tiempo, del espacio geográfico y de las barreras físicas tradicionales, seguiremos trabajando para que este proyecto sea una estrategia de calidad en nuestra apuesta por potenciar la empleabilidad de nuestros estudiantes con discapacidad.

7. Referencias

- [1] Real Decreto 592/2014, de 11 de julio, por el que se regulan las prácticas académicas externas de los estudiantes universitarios. Páginas 60502-60510, sección I, disposición 8138, BOE número 184 de 30 de julio de 2014. Disponible en: <http://www.boe.es/boe/dias/2014/07/30/>

- [pdfs/BOE-A-2014-8138.pdf](#), última visita: 21 de julio de 2015.
- [2] Aragall F., Diseño para todos: un conjunto de instrumentos, 2008. Disponible en: http://www.fundaciononce.es/sites/default/files/docs/DISEOPARATODOSUnconjuntodeinstrumentos_2.pdf, última visita: 21 de julio de 2015.
- [3] INE, Panorámica de la discapacidad en España. Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal y situaciones de Dependencia (EDAD-2008), 2009. Disponible en: <http://www.ine.es/revistas/cifraine/1009.pdf>, última visita: 21 de julio de 2015.
- [4] Fundación Universia y Fundación ONCE, Inserción y calidad de vida laboral de mujeres con discapacidad a través del uso de las TIC, 2010. Disponible en: <http://www.teledislab.es/descargas/FundacionUniversia-PresentacionTeledislab.pdf>, última visita: 21 de julio de 2015.
- [5] Ley 3/2012, de 6 de julio, de medidas urgentes para la reforma del mercado laboral. Páginas 49113- 49191, sección I, disposición 9110, BOE número 162 de 7 de julio de 2012. Disponible en: <https://www.boe.es/boe/dias/2012/07/07/pdfs/BOE-A-2012-9110.pdf>, última visita: 21 de julio de 2015.
- [6] Fundación Másfamilia y Foro EFR (Empresa Familiarmente Responsable), El Libro Blanco del teletrabajo en España, 2012. Disponible en: <http://www.teledislab.es/descargas/libroblancoteletrabajoespana.pdf>, última visita: 21 de julio de 2015.
- [7] Fundación Universia y Fundación ONCE, El teletrabajo en la estrategia organizativa, 2011. Disponible en: http://www.teledislab.es/descargas/El_teletrabajo_en_la_estrategia_organizativa.pdf, última visita: 21 de julio de 2015.
- [8] Fundación Universia y Fundación ONCE, Experiencias de referencia en teletrabajo e inclusión de personas con discapacidad: Un estado del arte, 2011. Disponible en:

http://www.teledislab.es/descargas/Teletrabajo_y_Discapacidad_Experiencias_Referencia.pdf, última visita: 21 de julio de 2015.



WORKSHOP

Rehabilitación centrada en la Tecnología

Design and validation of a servomechanism for a pneumatic upper limb rehabilitation robot

Jorge A. Díez, Francisco J. Badesa, Arturo Bertomeu-Motos, Ricardo Morales, J.M. Sabater and Nicolas Garcia-Aracil¹

Abstract: *This paper describes the design process of a mechanism for the third degree of freedom of an upper-limb rehabilitation robot. The distinctive feature of this mechanism is that it satisfies a number of uneven technical requirements such as high assistance force with a remarkable range of movement and high backdrivability. This will need a special approach in order to modify and adapt a commercial and generic actuator for the requested application, so that it results in an inexpensive and reliable device. Moreover, experimental results of weight balance and position control tests are reported to validate the proposed approach.*

Resumen: *El presente artículo describe el proceso de diseño de un servomecanismo para el tercer grado de libertad de un robot de rehabilitación de miembro superior. La característica distintiva de este mecanismo es que satisface una serie de requisitos técnicos dispares, como una alta fuerza de asistencia junto a un rango de movimiento considerable y la posibilidad de mover libremente el efector final. Para ello se necesitará un planteamiento especial de forma que se adapten y modifiquen actuadores genéricos comerciales para la aplicación deseada, de forma que se obtenga una so-*

¹ Neuro-Bioengineering Research Group, Miguel Hernandez University C.e.: jdiez@umh.es, fbadesa@umh.es, abertomeu@umh.es, rmorales@umh.es, j.sabater@umh.es, nicolas.garcia@umh.es.

lución barata y robusta. Se implementa además un sencillo control de posición y equilibrado de peso para realizar pruebas de control y validación del dispositivo.

1. Introduction

The use of robotic devices, as a possible rehabilitation strategy to achieve motor recovery, can be justified because of its potential impact on better therapeutic treatment and motor learning [1]. In the last years, several research groups have been developing different robotic devices for upper-limb robot-aided neurorehabilitation. Most of these devices are actuated by electric drives [2], [3], [4], while there are only a few examples of rehabilitation robots based on pneumatic actuation systems. Some examples of pneumatic robots are iPam robot [5], which is actuated by pneumatic cylinders, and Rupert exoskeleton [6], which is actuated by artificial pneumatic muscles.

According to some recent reviews on the state of art in upper-limb rehabilitation robotics [7], [8], [9], there are no evidences of any pneumatic device for early delivering of rehabilitation therapy in supine position, being NEREBOT [10] the only electrical driven device designed to deliver this kind of therapies.

As an alternative to the current trend on this field, an arm rehabilitation robot with three active degrees of freedom (DOF), actuated by pneumatic technology, is being developed. It is designed to assist the upper limb rehabilitation therapies for both sitting and supine position, assisting patients to carry out the required movements when they could not perform them.

1.1. Pneumatic rehabilitation robot

The robot which is being developed is based on a planar rehabilitation robot previously designed [11] whose degrees of freedom are achieved using an articulated parallelogram. This system is also applied in the two first degrees of freedom of the current robot (Fig. 1).

The designed robot solution comprises a robot arm with 3 actuated degrees of freedom to control the position of patient's arm and 3 passive degrees of freedom for the orientation of patient's arm. With patient laying on a stretcher and his/her wrist attached to the end-effector through 3 passive degrees of freedom, the articulated parallelogram will place subject's arm along X and Y axis (both of them parallel to the ground), while the proposed mechanism will control the up and down movement of a linear guide. The end-effector of the robot is attached at the end of the linear guide.

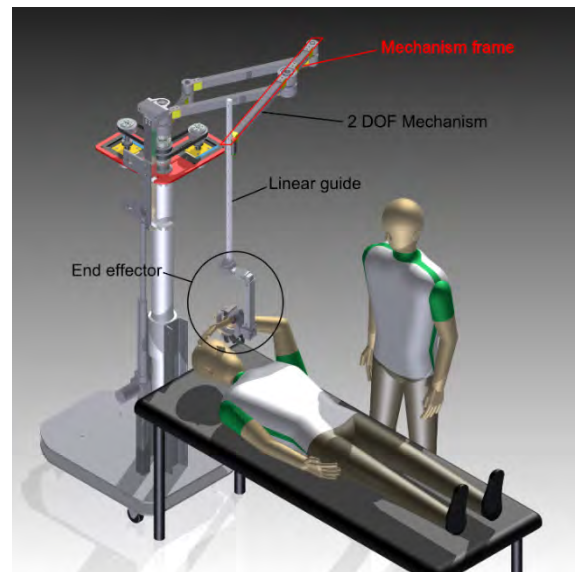


Figure 1. CAD model of the robot with two degrees of freedom and end effector.

1.2. Requirements of 3rd degree of freedom

From our point of view, one of the main features to take into account in the design of rehabilitation robotic devices is safety. For this reason, pneumatic actuators has been selected to drive the robot. They are considered safer than electric or hydraulic ones for robots interacting with patients, as the compressibili-

ty of the air makes them more backdrivable, especially rotary drives. Nevertheless, pneumatic actuators present some limitations which set out some implementation difficulties, due to their low response speed and small range of movements.

In our previous robot [11], these design limitations were overcome for the articulated parallelogram but a vertical degree of freedom was not designed. This kind of degree of freedom presents some additional problems as the gravity acts against the robot when lifting the arm; thus, the mechanism must balance out patient's weight in addition to the muscular tone.

Furthermore, rehabilitation exercises require a wide amplitude of movement, so a trade-off must be reached between maximum force and range of movement, as the mechanical advantage is inversely proportional to the amplification of the displacement.

2. Concept design

The aim of this paper is to design a mechanism, with a single actuator, which should be able to carry out a vertical movement along a straight line, fully decoupled with the rest of the robot DOFs. The design must be placed over the frame pointed out in Fig. 1.

2.1. Requirements

According to the limitations and considerations already exposed, six design requirements have been stated:

Vertical displacement of the end-effector must be about 55 cm or greater, so that the patient's arm can perform a complete movement in each therapy treatment, which defines the minimum workspace needed.

- Net static lifting force must be over 50 N as a reference value.
- Actuator must be pneumatic in line with the other degrees of freedom of the robot.
- This mechanism must be backdrivable enough, so the patient can perform free movements of the end-effector with minimum resistance.
- It must be as lightweight as possible in order not to increase excessively robot inertia, making easy the control tasks.
- Finally, the designed device must be completely out of the space occupied by patient and therapist avoiding to interfere or hit them.

2.2. Limitation of pneumatic actuators

As the resulting device must be pneumatic, it is important to know which are the main limitations of using these kind of actuators, such as, pneumatic rotary drives, pneumatic cylinders and pneumatic muscles. In one hand, although pneumatic rotary drives offer an excellent backdrivability, because of the small air volume they need for working, they have a limited turning capacity (less than 360 degrees) and a poor torque-weight rate. Thus, it is unfeasible to have a high torque and low weight motor, since gearboxes reduce their already narrow range of movement making them unpractical.

In the other hand, pneumatic cylinders offer a good force-weight rate and a can reach high strokes, but they require displacement of a great volume of air in order to perform movements, resulting in low backdrivable actuators. In addition, lateral forces may increase friction forces, decreasing their backdrivability still more or even blocking them.

Other pneumatic drives like pneumatic muscle or bellows are not taken into account as they are not considered suitable for this application.

2.3. Proposal of alternatives

The most simple design would be a vertical cylinder attached directly to the linear guide, but it would require stroke larger than 55 cm. This will lead to a very poor backdrivability due to the huge volume of air it needs for moving and the high lateral reaction forces that may appear on the piston. Therefore, this solution was discarded.

Other alternative would be the Scotch Yoke mechanism (Fig. 2, left), which reaches its maximum stroke with a 180 degree turn of the effector. This choice has proved to be too big for the required stroke s of 55 cm, since it results in a rotary lever 22.5 cm long which easily invades the work-space. Moreover, in order to apply a 50 N force it requires a torque of 11.25 Nm in its most advantageous position, so a big actuator is needed. As a consequence, this alternative was rejected.

An articulated parallelogram (Fig. 2, right) could be sized so a good compromise among force and displacement is reached according to actua-

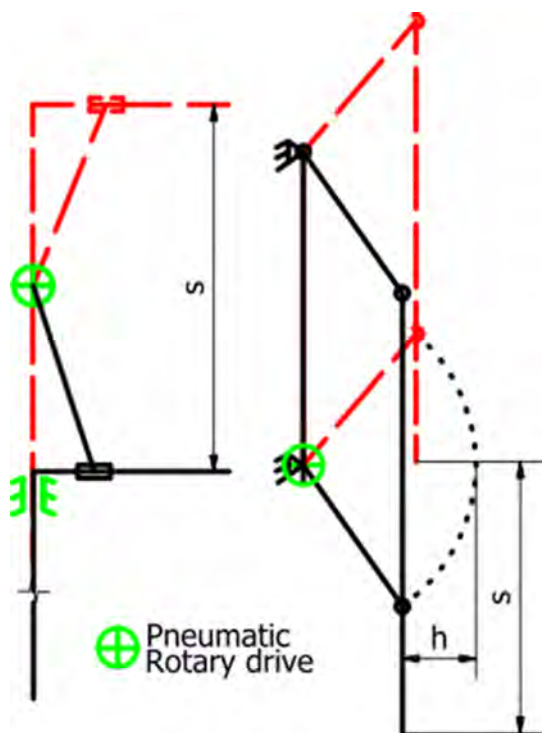


Figure 2. Schematic representation of the scotch yoke with two positions (left) and articulated parallelogram with two positions (right).

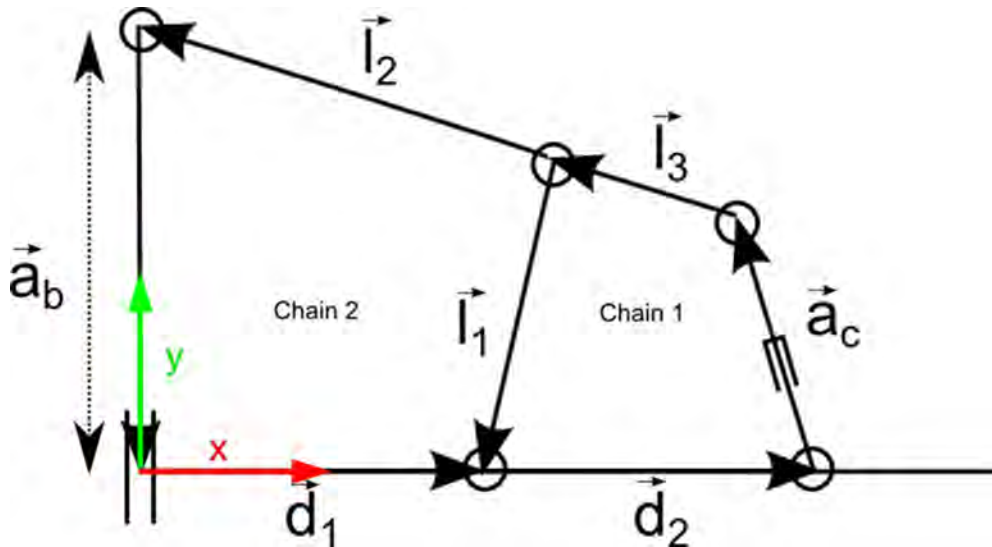


Figure 3. Vectorial representation of the mechanism.

tor's limitations. However, a pure vertical movement $\mathbf{s}$ cannot be achieved as the rotation of the links introduces a horizontal component $\mathbf{h}$ to the motion.

Finally, a five-bar linkage with a linear actuator (Fig. 3) has proven to be suitable for this application. The fifth bar of the proposed kinematic chain allows to include a restriction that solves the horizontal displacement problem the four-bar linkage has. Therefore, the developed approach is based on this concept.

3. Mechanism kinematics

3.1. Analytical approach

In order to compute an optimal link sizing so that requirements get satisfied, a first analytical approach was attempted. Vectorial formulation has been chosen among the all pos-

sible procedures, since trigonometric or complex functions may lead to mistake if angles are not referenced properly and may present discontinuities. Therefore trigonometric approaches do not allow analytical solutions and may result in wrong numerical solutions.

In contrast, vectorial approach requires solving a linear and quadratic equation system, which can be more affordable to compute analytical expressions or more stable numerical solutions.

For this approach each link is represented as a vector, whose direction is clearly stated in Fig. 3. For solving the mechanism kinematics, equations of closed vector chains (equations 1 to 4) and link lengths (equations 5 to 8) are stated. This system has fifteen variables but eight equations. However five of them will be constants, which have previously been computed in pre-sizing phase, resulting in a ten variables and eight equations system. Including the equation related to colinearity of links two and three (equation 9), a nine equations and ten variables system is obtained. One of those variables will be a parameter for simulating the single degree of freedom.

$$a_{cx} + l_{3x} + l_{1x} + d_2 = 0 \quad (1)$$

$$a_{cy} + l_{3y} + l_{1y} = 0 \quad (2)$$

$$-l_{1x} + l_{2x} + d_1 = 0 \quad (3)$$

$$-l_{1y} + l_{2y} + a_b = 0 \quad (4)$$

$$l_1 = \sqrt{l_{1x}^2 + l_{1y}^2} \quad (5)$$

$$l_2 = \sqrt{l_{2x}^2 + l_{2y}^2} \quad (6)$$

$$l_3 = \sqrt{l_{3x}^2 + l_{3y}^2} \quad (7)$$

$$a_c = \sqrt{a_{cx}^2 + a_{cy}^2} \quad (8)$$

$$l_{2y}/l_{2x} = l_{3y}/l_{3x} \quad (9)$$

3.2. Analytical and Graphical sizing

Dimension of the links are calculated according to some geometrical constraints imposed by the robot and requirements:

- Commercial pneumatic cylinder size. Concretely, a 20 cm stroke cylinder is used, with initial length of 36.5 cm.
- Maximum length of horizontal projection of the linkage equal to 80 cm, which is the span of the frame.
- Maximum height lower than 70 cm so it does not collide with the ceiling.
- Stroke of the end-effector about 55 cm.
- Frame joints must be as close to the robot joints as possible. Therefore, forces are not applied directly to frame link.

Since there are 5 dimensions to compute (l_1, l_2, l_3, d_1, d_2), and the equation system has multiple solutions, using them to perform the sizing is unpractical. Conversely, a parametric CAD software has been employed in order to determine lengths. To that end, the linkage is drawn in its two extreme positions, and geometrical restrictions are stated. In each position $\mathbf{a}_b$ and $\mathbf{a}_c$ are defined, so one of all possible solutions is obtained. Visually, the remaining constraints are applied manually so a satisfying configuration is achieved (Fig. 4).

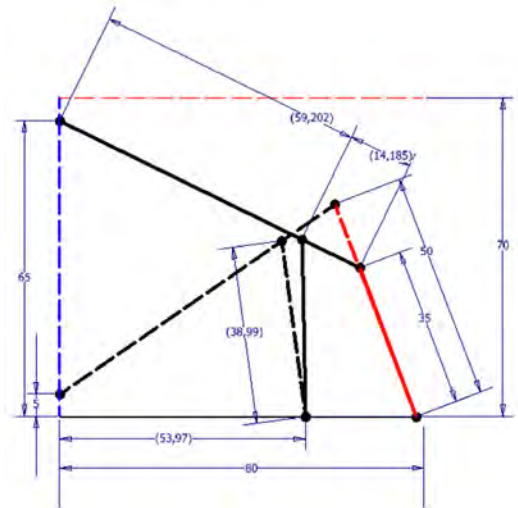


Figure 4. Initial sizing with CAD software, computed dimensions in parenthesis.

Finally, measures are rounded so the prototype's links can be built easily. The resulting dimensions are summarized as: $l_1=40$ cm, $l_2=60$ cm, $l_3=15$ cm, $d_1=55$ cm, $d_2=24$ cm.

3.3. Numerical kinematics

Once the linkage is sized, the relation between end-effector height a_b and cylinder position a_c is needed to control this degree of freedom.

It is difficult to deduce an analytic expression from the equation system (1 to 9), since there are quadratic expression which depend on other quadratic expressions. Instead, this system has been solved for a_c values from 36.5 cm to 53 cm with 0,5 cm steps and a 4th degree polynomial (equation 10) has been fit (Fig. 5) with a Root-Mean-Square Error (RMSE) of 0.057cm. The obtained approximation is considered pre-

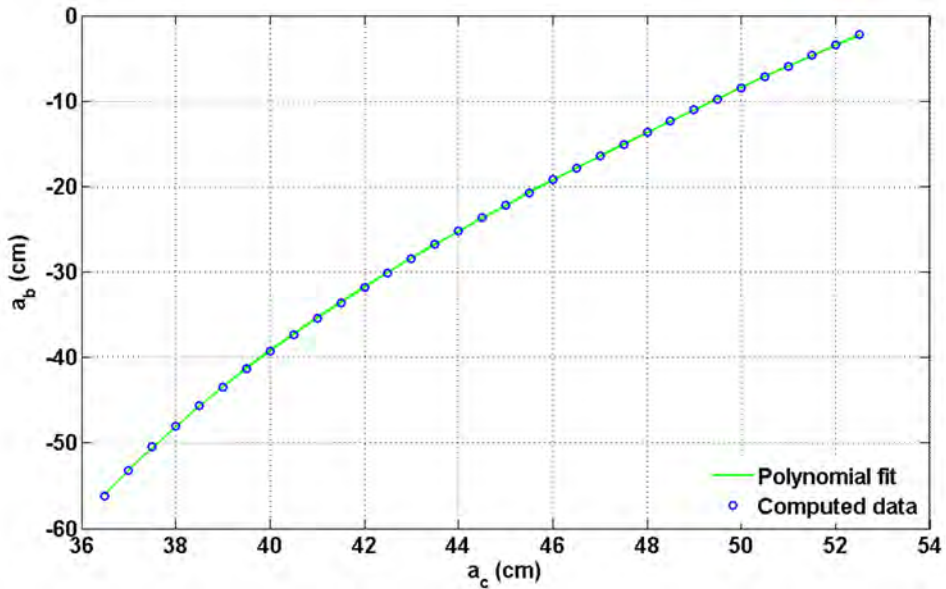


Figure 5. Polynomial fitting for a_b (a_c) function.

cise enough for the control system as the error is lower than 0.2 cm in almost the full range. This error is lower than the precision of the sensor which will measure the position.

$$a_b = -3.0164 e - 4a_c^4 + 0.0588a_c^3 - 4.3350a_c^2 + 145.6828a_c - 1.9234 e 3 \quad (10)$$

3.4. Numerical force analysis

Due to the characteristics of rehabilitation therapies, dynamic behavior of the robot cannot be modeled, since the kind of patient attached to it modifies significantly the dynamic parameters of the system. Fortunately, therapies normally require slow movements, so inertia might be negligible and a static approach can be used in order to determine forces in the linkage (Fig. 6).

In order to perform control tasks, the relation between lifting force in the end-effector and the required force in the cylinder F_c/F_b must be calculated. Applying equilibrium equations on link I_2-I_3 , the linear equation system (equations 11 to 17}) is obtained. It has been solved analytically for a_c from 36.5 cm to 53 cm with 0.5 cm steps, and a 6th degree polynomial (equation 18) has been fit (Fig. 7) with a RMSE of 0.0047.

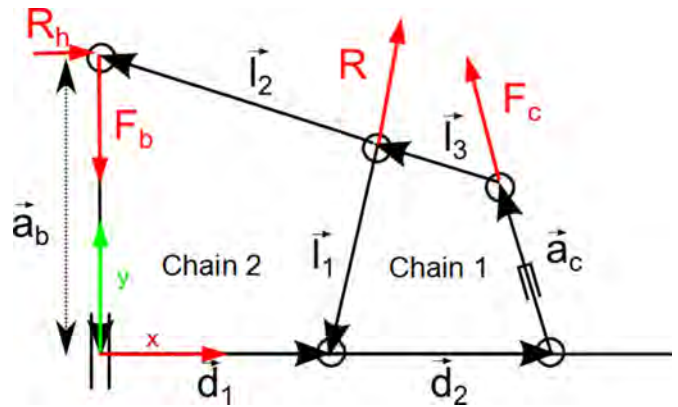


Figure 6. Static forces on the linkage.

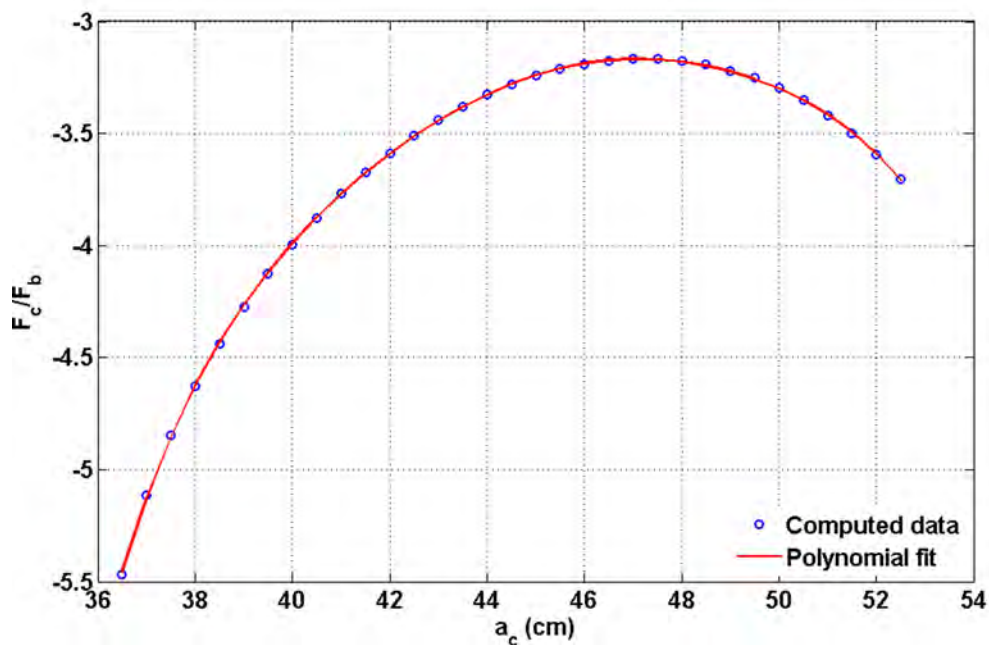


Figure 7. Polynomial fitting for $a_b(a_c)$ function.

$$F_{cx} + R_x + R_h = 0 \quad (11)$$

$$F_{cy} + R_y - F_b = 0 \quad (12)$$

$$-F_{cy} * l_{3x} + F_{cx} * l_{3y} - R_h * l_{2y} - F_b * l_{2x} = 0 \quad (13)$$

$$F_{cx} = F_c * \frac{a_{cx}}{a_c} \quad (14)$$

$$F_{cy} = F_c * \frac{a_{cy}}{a_c} \quad (15)$$

$$R_x = R * \frac{-l_{1x}}{l_1} \quad (16)$$

$$R_y = R * \frac{-l_{1y}}{l_1} \quad (17)$$

$$\begin{aligned} F_c/F_b = & -1.4917 e - 6a_c^6 + 4.0706 e - 4a_c^5 - \\ & 0.0462a_c^4 + 2.7972a_c^3 - 95.1040a_c^2 \\ & + 1.7235 e 3a_c - 1.3017 e 4 \end{aligned} \quad (18)$$

4. Prototype and experimentation

4.1. Prototype building

With the linkage's dimensions, kinematics and statics computed, a prototype has been built in order to test the accuracy of the theoretical results, since many simplifications have been assumed.

The prototype has been performed with aluminum circular-section bars attached with rod eyes and rod clevis, in order to get low-friction joints (Fig. 8). The cylinder is controlled by a proportional pressure control valve, which applies a pressure just in the chamber that retracts the piston. The other chamber is always left at atmospheric pressure since gravity is enough for performing downward movements. It



Figure 8. Prototype of the linkage mounted on the robot.

also ensures a good backdrivability as the air can move freely inside and outside the cylinder.

Because of the long range of movement that the mechanism has, using linear sensors may not be the most practical choice since they might result too inaccurate or expensive. In contrast, measuring the angle between two links seems to be a more successful approach. With the computed kinematics, the angle between $\mathbf{a}_b$ and $\mathbf{l}_2$ has proven to be the best choice as the relation is rather linear (RMSE=0.33 cm) as shown in Fig. 9. So measuring this angle with a potentiometer and applying the linear relation will be an inexpensive and simple solution.

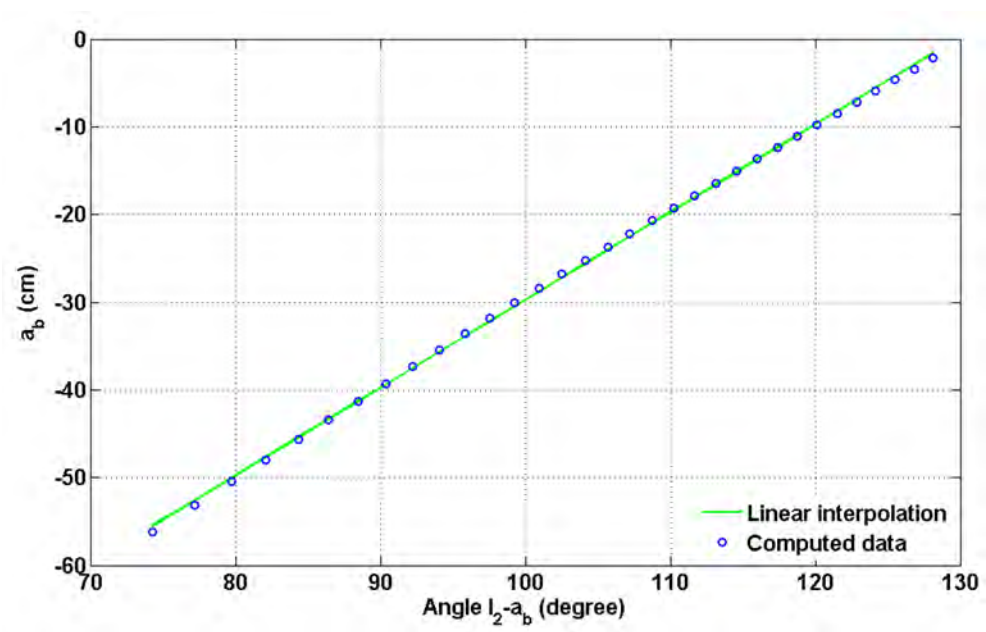


Figure 9. Angle to be measured for position detection.

4.2. Prototype validation: Weight balance

Before a complete control system is developed in further stages, a simple weight balance control test has been performed to validate the polynomial approximation.

This test consists on positioning manually the end-effector in any height so the control system can compute which pressure is needed on the cylinder to balance a known load applied on the robot. This control is open-loop, so it does not need any feedback of the applied pressure.

In order to check the results, an analogical force sensor has been attached at the end-effector to check that there is not an external force acting to balance the robot. The measure of the sensor always presents a ripple of 1 N amplitude that must be taken into account when analyzing the resulting signals.

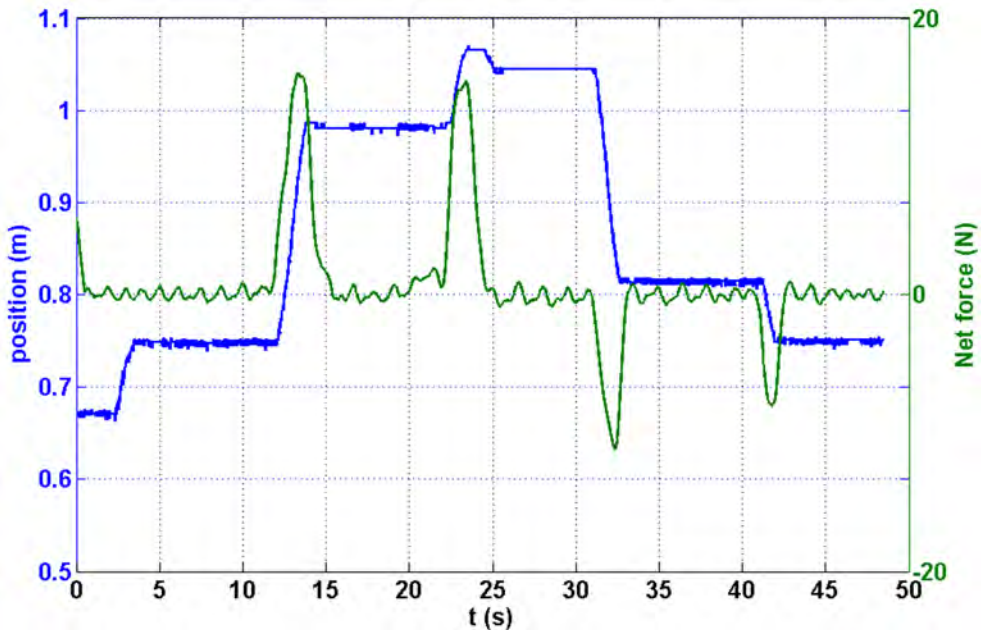


Figure 10. Net force on the end-effector (blue) and vertical position (green).

Loading the robot with a weight of 48 N the Fig. 10 is obtained. It shows that the system is able to cancel the weight in any position without an external action (rippled areas on the green curve) and a force is needed to overcome static friction and to accelerate the end-effector (peaks on the green curve). In the highest position (about 1.05 m), the system cannot hold the correct position due to the excessive error that the polynomial has in its extremes, since it is badly conditioned.

4.3. Open-loop position control

Once the system can compensate any load over its end-effector, the next step is to control the position of this degree of freedom. For this purpose, a simple open-loop control system based on potential fields [12],[13] has been designed. It consists on the generation of an artificial potential field where the least potential point is the target position. As a result, the robot will tend to place itself on this virtual minimum energy state, offering a path where the patient can perform the movement without any effort.

For implementing this, the parabolic potential field (equation 19) is stated centered on the target $\mathbf{z}_0$. This potential generates a force field computed as the negative of the derivative of (equation 19) with respect to $\mathbf{z}$. These expressions need the calculation of two parameters ζ and $\mathbf{z}^*$, which depend on the static friction force $\mathbf{F}_f$, the maximum assistance force $\mathbf{F}_{\max}$, and the maximum distance at which it is considered that the target has been reached $\mathbf{p}$. These parameters have been evaluated empirically for the built prototype, resulting in $\mathbf{F}_{\max}=20$ N, $\mathbf{F}_f=3$ N and $\mathbf{p}=0.01$ m (Fig. 11).

$$U = \begin{cases} \frac{1}{2} \zeta (z - z_0)^2 & |z - z_0| < z^* \\ z^* \zeta (z - z_0) - \frac{1}{2} \zeta z^{*2} & |z - z_0| \geq z^* \end{cases} \quad (19)$$

$$\zeta = F_f/p \quad (20)$$

$$z^* = F_{max}/\zeta \quad (21)$$

This control is tested with the robot loaded with a weight of 88 N (mechanism plus a human arm), sending several references to the robot and waiting until the device reaches the steady state. Results of this test are shown in Fig. 12. As expected in an open-loop control system, there is an error in the position reached at steady state, but that error is lower than 4\% which is considered acceptable for this application.

Another remarkable result is that the pneumatic and electronic systems entail a response delay about half second long that may bring instability problems when implementing a closed-loop control system.

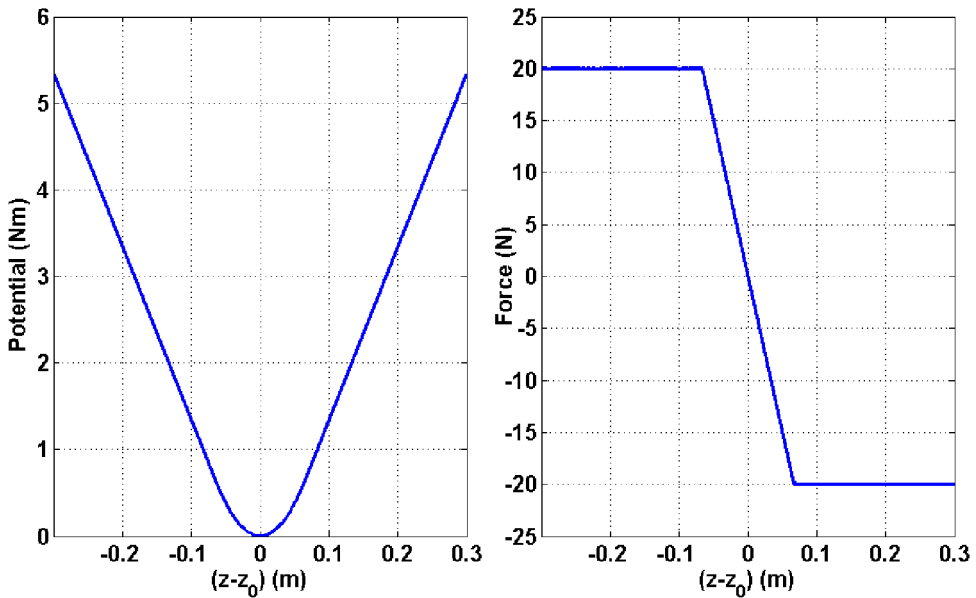


Figure 11. Potential field (left) and force field (right).

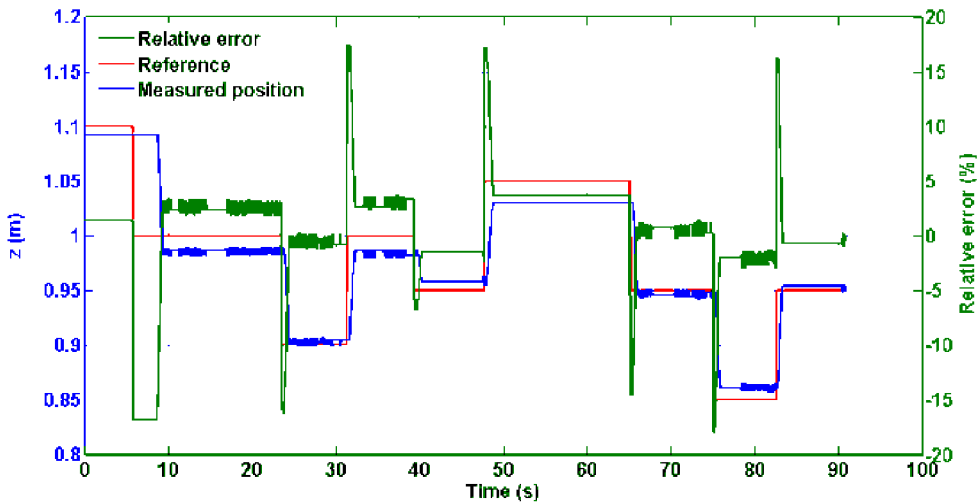


Figure 12. Open-loop position control results.

5. Conclusion

Despite of the strict and conflicting requirements imposed on the design, the chosen alternative has proven to fully satisfy them. To that end the proposed solution does not give advantage to the actuator over the patient, as normally is done (gearboxes, harmonic drives, four bar linkages...), but the opposite. Giving the advantage to the user is the key to get a mechanism with a high range of movement and remarkable backdrivability. Despite this, the choice of a pneumatic cylinder allows to apply a force high enough to overcome the disadvantage and lift the patient's arm as required.

Summing up, this system is not based on using a specific actuator and a complex sensor and control system, which is an expensive approach, but using a commercial and generic actuator whose behavior is completely modified and adapted by a relatively simple linkage. Moreover the potential-field-based regulator allows a relatively accurate (relative steady state error less than 4%) open-loop position control.

Thus, this solution does not require sophisticated sensors and devices, resulting on an inexpensive and robust alternative.

Next steps will consist on implementing weight compensation with a mechanical system which does not require electronic or computer control, so this degree of freedom can be used even if there is not a pneumatic power source. Moreover, a more sophisticated control system, which allows to perform rehabilitation exercises linked with a virtual reality environment, is working on.

6. References

- [1] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, and B. T. Volpe, Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 6, no. 1, pp. 75-87, Mar. 1998.
- [2] P.S. Lum, Charles G. Burgar, M. Van der Loos, P.C. Shor, M. Majmundar, R. Yap, The MIME robotic system for upper-limb neuro-rehabilitation: results from a clinical trial in subacute stroke. *Rehabilitation Robotics*, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on , vol., no., pp.511,514, 28 June-1 July 2005 doi: 10.1109/ICORR.2005.1501153
- [3] T. Nef, M. Guidali, V. Klamroth, R. Riener, ARMin-Exoskeleton for Stroke Rehabilitation, 2009, IFMBE Proceedings, 25(9), 127-130
- [4] R. Loureiro, F. Amirabdollahian, M. Topping, B. Driessen, W. Harwin. Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy-?GENTLE/s Approach. *Auton. Robots* 15, 1 (July 2003), 35-51. DOI=10.1023/A:1024436732030 <http://dx.doi.org/10.1023/A:1024436732030>
- [5] A. Jackson, R. Holt, R. Culmer, S. Makower, M. Levesley, R. Richardson, J. Cozens, M. Williams, B. Bhakta. Dual robot system for upper limb rehabilitation after stroke: the design process. *Journal of Mechanical Engineering Sci-*

- ence- Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C 221, 845:857 (2007)
- [6] S. Balasubramanian, W. Ruihua, M. Perez, B. Shepard, E. Koeneman, J. Koeneman, H. Jiping. Rupert: An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions. In: Virtual Rehabilitation, pp. 163:167 (2008)
- [7] S. Masiero, M. Armani, G. Rosati, Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: focused review and results of new randomized controlled trial. J Rehabil Res Dev. 2011;48(4):355-66.
- [8] R. Morales; F. J. Badesa; N. García-Aracil; J. M. Sabater; C. Pérez-Vidal, Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. Medical & Biological Engineering & Computing. 49-10, pp. 1145 - 56. SPRINGER HEIDELBERG, 2011. ISSN 0140-0118
- [9] N. Nordin, S.Q. Xie, B. Wansche, Assessment of movement quality in robot- assisted upper limb rehabilitation after stroke: a review. J Neuroeng Rehabil. 2014 Sep 12;11:137. doi: 10.1186/1743-0003-11-137.
- [10] S. Masiero, A. Celia, G. Rosati, M. Armani. Robotic-assisted rehabilitation of the upper limb after acute stroke. Arch Phys Med Rehabil. 2007;88:142-49. [PMID: 17270510] DOI:[10.1016/j.apmr.2006.10.032](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.032)
- [11] F. J. Badesa, A. Linares, R. Morales, N. Garcia-Aracil, J. M. Sabater and C. Perez-Vidal, Pneumatic planar rehabilitation robot for post-stroke patients, Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications 2014 26:02
- [12] H. Choset, K. M. Lynch, S. Hutchinson, G. Kantor, W. Burgard, L. E. Kavarki, S. Thrun. Principles of Robot Motion: Theory, Algorithms, and Implementation, Cambridge, Massachusetts, MIT Press, 2005.
- [13] J. C. Latombe. Robot Motion Planning. London: Kluwer Academic Publishers. 1991.

Reconstrucción cinemática de las variables articulares del miembro superior en terapias asistidas por robots

Arturo Bertomeu-Motos, Ricardo Morales, Jorge A. Díez, Luis D. Lledó, Francisco J. Badesa y Nicolas Garcia-Aracil¹

Resumen: En la actualidad se está extendiendo el uso de robots en terapias de neuro-rehabilitación. Un ejemplo es el robot PUPArm que asiste en la recuperación de la movilidad perdida del brazo tras sufrir un accidente cerebro vascular. No obstante, los datos aportados por este robot se basan en las posiciones cartesianas alcanzadas por la mano del paciente. Por lo que no se tienen en cuenta movimientos, como por ejemplo, los compensatorios del tronco para mitigar la pérdida de movilidad. En este artículo, se presenta una nueva herramienta para valorar los rangos articulares del brazo del paciente con el fin de obtener una valoración más objetiva con el uso de este robot.

Abstract: The use of robots in neuro-rehabilitation therapies has been increasing in the last years. As an example, the robot PUPArm has been used in many researches. This robot helps the patient to recovery the lost mobility of upper limbs after stroke. This information does not take into account the evolution of the arm joints, it only uses the end effector information. In this paper a kinematic reconstruction algorithm of the arm joints is introduced as a new

1 Grupo de Investigación Neuro-Bioingeniería. Universidad Miguel Hernández de Elche, España 03202. C.e.: abertomeu@umh.es, rmorales@umh.es, jdíez@umh.es, llledo@umh.es, fbadesa@umh.es, nicolas.garcia@umh.es.

tool to provide an objective information about the improvement of joint variables. Furthermore, it is not affected by the compensation of the trunk done by the patient.

1. Introducción

Hoy en día el campo de la robótica no se limita al entorno industrial y es muy común ver robots en entornos muy distintos. Un nuevo campo en expansión es la robótica aplicada en neuro-rehabilitación. La literatura científica muestra algunos robots que ya están siendo utilizados en clínicas de neuro-rehabilitación con el fin de asistir a los pacientes tras sufrir algún tipo de daño cerebral [1]-[4]. El deterioro y la discapacidad motora del paciente después de sufrir un accidente cerebro vascular se suele medir mediante escalas clínicas, las cuales no pueden medir la mejora del paciente a nivel articular. Además, se suelen usar varias escalas para conseguir una evaluación completa de la disfunción. Las escalas más usadas suelen ser *Fugl-Meyer Assessment*, *Frenchay Arm Test*, *Motor Assessment Scale* or *Action Research Arm Test* [5]. Un análisis de las coordenadas articulares del paciente puede dar una valoración objetiva de la mejoría del paciente a lo largo de la terapia. Por otro lado, los robots de configuración de efector final, las *más empleados* en terapias de rehabilitación, no permiten la obtención de la configuración cinemática del brazo usando *únicamente* la información proveniente del efector final del mismo [6].

El nuevo robot llamado PUPArm, es un robot neumático planar con dos grados de libertad activos usado en varias evaluaciones clínicas para probar su efectividad [7]. También puede ser usado como herramienta para realizar una valoración objetiva de la mejora del paciente durante la terapia.

Este robot ha sido diseñado y construido por el grupo de investigación de Neuro-Bioingeniería (nBio), de la Universidad Miguel Hernández de Elche, España.

La reconstrucción cinemática de las variables articulares del brazo es una de las funcionalidades del robot PUPArm. Esta característica permite al terapeuta realizar una valoración objetiva tanto del diagnóstico como de la evolución a lo largo de la terapia del paciente. En este artículo se presenta el algoritmo desarrollado y los métodos usados para la reconstrucción cinemática del brazo del paciente durante las terapias de neuro-rehabilitación.

1.1. Cinemática del brazo humano

Debido a la complejidad del brazo humano, emplea un modelo cinemático simplificado de cinco grados de libertad basado en el modelo de siete grados de libertad introducido por Mihelj [8]. Este modelo se muestra en la Fig. 1(a) y el sistema de

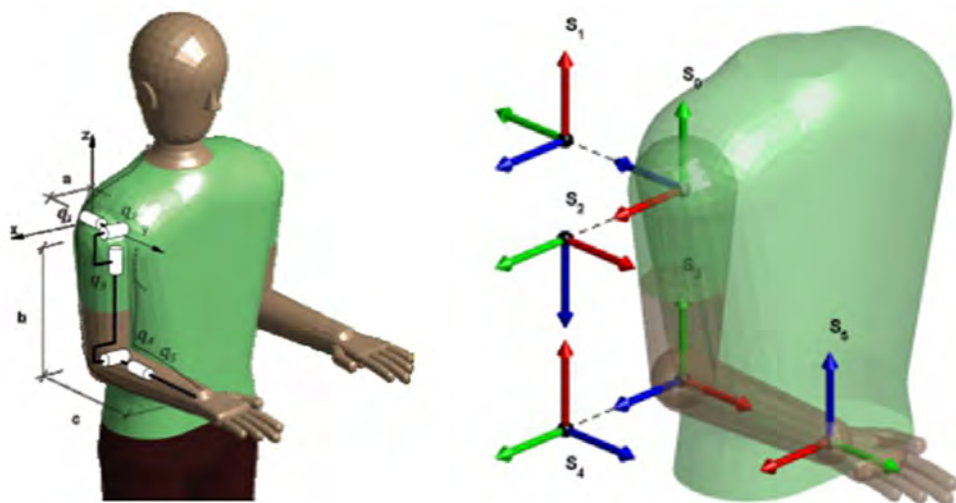


Figura 1. Modelo simplificado del brazo. (a) Articulaciones. (b) Sistemas de referencia.

coordenadas de cada articulación en la Fig. 1(b), ambas puestas sobre el brazo derecho. Con respecto al brazo izquierdo, las articulaciones del brazo pueden ser obtenidas mediante simetría respecto al plano sagital del cuerpo humano.

1.2. Robot PUPArm

Se ha empleado como plataforma para el desarrollo de la reconstrucción cinemática del brazo propuesta en este artículo el robot PUPArm. Este dispositivo es un robot planar que permite al paciente realizar movimientos en dos dimensiones como se muestra en la Figura 2. Sus actuadores neumáticos le confieren una buena “*backdrivability*” favoreciendo una interacción con el paciente cómoda y segura.



Figura 2. Robot PUPArm.

Al ser un robot planar sólo permite al paciente movimientos de abducción-aducción flexión-extensión y rotación in-

terna-externa del hombro, flexión-extensión del codo y prono-supinación del codo.

La información de la posición y orientación de la muñeca del paciente es obtenida mediante la información del efector final del robot, en el cual la flexión-extensión y desviación radial-cubital de la muñeca permanece fija durante toda la terapia.

1.3. Unidades de medida inercial

El algoritmo de reconstrucción cinemática del brazo propuesto utiliza la orientación del hombro y la información del acelerómetro colocado en el brazo además de la información del efector final del robot. Esta orientación es obtenida mediante una unidad de medida inercial (IMU), un dispositivo inalámbrico que consta de tres sensores triaxiales: un giróscopo, un acelerómetro y un magnetómetro. Es un dispositivo desarrollado por “*Shimmer, discovery in motion,*” incluido en el “*kinematic development kit*”. Las dimensiones de sensor son 53.8mm de longitud, 31.3mm de ancho y 19.1mm de alto con un peso de 26.8g. Estas dimensiones junto a su reducido peso confieren un uso cómodo para el paciente.

Mediante este dispositivo y usando el algoritmo descrito por Madgwick et al. [9], es posible obtener la rotación del dispositivo y, por lo tanto, la orientación del hombro. La información de la aceleración se obtiene directamente a partir del acelerómetro colocado sobre el brazo.

2. Algoritmo de reconstrucción

El algoritmo propuesto se basa en la integración numérica de las velocidades articulares calculadas mediante la inversión cinemática a través de la inversa del Jacobiano [10]. Se usa

la información del efector final del robot mencionado anteriormente, un acelerómetro colocado sobre el brazo y una unidad de medida inercial colocada sobre el hombro. Con estos datos se calcula las variables articulares del brazo humano y la posición y orientación del hombro durante la terapia. La inversión cinemática propuesta se define como:

$$\dot{\vec{q}} = J^{-1}(\vec{q})\{\dot{\vec{v}}_d + K \cdot \overrightarrow{err}\}, \quad (1)$$

donde $J^{-1}(q)$ es la pseudo-inversa del Jacobiano y $\dot{\vec{v}}_d$ es el vector en coordenadas cartesianas de la velocidad de la mano dado por el robot. Además, el error producido por la integración numérica se minimiza añadiendo el término $\overrightarrow{err}$ multiplicado por una ganancia K . Por lo tanto, la reconstrucción cinemática se obtiene a través de la integración discreta de las velocidades articulares $\dot{\vec{q}}$ calculadas como:

$$\vec{q}(t_{k+1}) = \vec{q}(t_k) + \dot{\vec{q}}(t_k)\Delta t. \quad (2)$$

2.1. Localización del hombro y del codo

Considerando como posición de referencia del acelerómetro la mostrada en la Fig. 3, el valor de la aceleración medida debido al efecto de la gravedad será:

$${}^{acc_0}V_g = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (3)$$

De forma que cualquier valor del acelerómetro ${}^{acc}V_g$ se puede relacionar con la posición de referencia según:

$${}^{acc_0}V_g = {}^{acc_0}\tilde{R}_{acc} {}^{acc}V_g. \quad (4)$$

Siendo, ${}^{acc_0}\tilde{R}_{acc}$ una matriz de rotación que premultiplicada por el vector del acelerómetro da como resultado el vector en la posición de referencia.

Sin embargo, existen infinitas rotaciones que satisfacen la Ecu. 4. No obstante una de las infinitas soluciones puede ser obtenidas mediante:

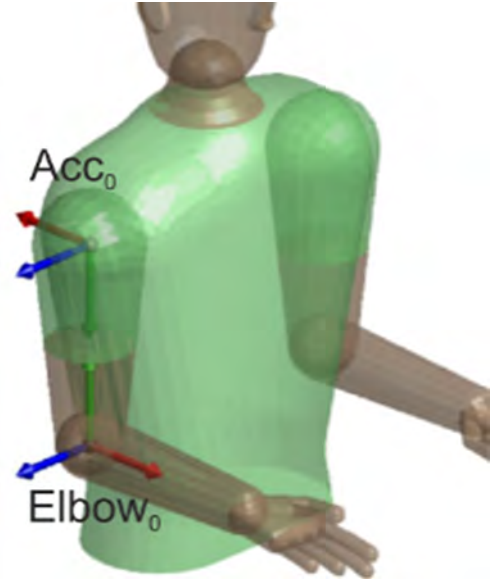


Figura 3. Sistemas de referencia del acelerometro y del codo en la posición de referencia del brazo.

$${}^{acc_0}\tilde{R}_{acc} = I + M + M^2 \frac{1-\cos(\theta)}{\sin^2(\theta)}, \quad (5)$$

donde:

$$\begin{aligned} M &= \begin{bmatrix} 0 & -V_3 & V_2 \\ V_3 & 0 & -V_1 \\ -V_2 & V_1 & 0 \end{bmatrix}, \\ V &= {}^r V_g \times^{acc} V_g, \\ \sin(\theta) &= \|V\|, \\ \cos(\theta) &= {}^r V_g \cdot^{acc} V_g. \end{aligned} \quad (6)$$

No obstante, esta rotación no implica que sea la efectuada por el brazo desde el punto de referencia al actual. Aunque partiendo de esta solución se puede determinar la rotación efectuada ${}^{acc}R_{acc}$ si se cumple que el plano formado por los vectores unitarios X_{acc} e Y_{acc} del acelerómetro contiene el punto muñeca y al punto del hombro. Para cumplir con esta restricción se puede girar el sistema de coordenadas del acelerómetro con respecto al vector de la gravedad hasta que el punto muñeca y el hombro queden contenidos dentro del plano formado por los vectores X_{acc} e Y_{acc} . No obstante, es computacionalmente más eficiente girar el punto muñeca sobre el vector de la gravedad hasta que quede contenido dentro del plano.

Las nuevas coordenadas del punto muñeca $\tilde{H}$ rotando un ángulo sobre el vector de la gravedad se pueden definir como:

$$\begin{aligned} \tilde{H} = & (g \cdot \hat{H})g + \cos(\theta)(\hat{H} - (g \cdot \hat{H})g) - \\ & -\sin(\theta)(g \times \hat{H}), \end{aligned} \quad (7)$$

donde $\hat{H} = \frac{(H-E)}{\|(H-E)\|}$, donde H es la muñeca y E es el codo. Además $g = [0 \ 0 \ -g]^t$. Seguidamente, se establece la distancia desde el punto $\tilde{H}$ al plano Π como:

$$d(\tilde{H}, \Pi) = \frac{|A_{\Pi}\tilde{H}_x + B_{\Pi}\tilde{H}_y + C_{\Pi}\tilde{H}_z + D_{\Pi}|}{\sqrt{A_{\Pi}^2 + B_{\Pi}^2 + C_{\Pi}^2}}, \quad (8)$$

$$d(\tilde{H}, \Pi) = 0.$$

El plano Π queda determinado por las siguientes ecuaciones en función los ejes del acelerómetro:

$$\begin{aligned} \tilde{p}_{imu}^x &= {}^{imu_0} \tilde{R}_{imu} [1 \ 0 \ 0]^T, \\ \tilde{p}_{imu}^y &= {}^{imu_0} \tilde{R}_{imu} [0 \ 1 \ 0]^T, \\ \overline{S \tilde{p}_{imu}^y} &= (\tilde{p}_{imu}^y - S), \\ \overline{\tilde{p}_{imu}^x \tilde{p}_{imu}^y} &= (\tilde{p}_{imu}^y - \tilde{p}_{imu}^x), \\ \begin{bmatrix} A_{\Pi} \\ B_{\Pi} \\ C_{\Pi} \end{bmatrix} &= \overline{S \tilde{p}_{imu}^y} \times \overline{\tilde{p}_{imu}^x \tilde{p}_{imu}^y}, \\ D_{\Pi} &= [A_{\Pi} \ B_{\Pi} \ C_{\Pi}]^T \cdot S. \end{aligned} \quad (9)$$

Una vez despejado el valor del ángulo θ se obtienen dos soluciones matemáticamente posibles. Estas dos soluciones dan como resultado dos posibles rotaciones. Finalmente, estas dos rotaciones pueden ser trasladadas al sistema de referencia del robot mediante la matriz de rotación conocida ${}^r R_{imu_0}$:

$${}^r R_{acc} = {}^r R_{acc_0} \cdot {}^{acc_0} R_{acc}. \quad (10)$$

Por otro lado, como la posición de la muñeca viene determinada por el efector final del robot y está fija durante toda la terapia, la posición del codo ${}^r V_e$ puede ser determinada junto con la longitud del antebrazo l_f mediante:

$${}^rV_e = {}^rT_h \begin{bmatrix} 0 & 0 & -l_f & 1 \end{bmatrix}^T, \quad (11)$$

donde ${}^rT_h$ es la matriz de transformación conocida entre la muñeca y el robot.

Además, la orientación del codo ${}^rR_e$ obtenida con la información del acelerómetro puesto sobre el brazo da como resultado del hombro:

$${}^rV_s = {}^rR_{acc} \begin{bmatrix} 0 & -l_u & 0 \end{bmatrix}^T \quad (12)$$

donde es la longitud del brazo del paciente.

Con la matriz de rotación entre el hombro y el codo y el vector de posición del codo se obtiene la matriz de transformación homogénea:

$${}^sT_e = \begin{bmatrix} {}^sR_e & {}^sV_e \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (13)$$

donde ${}^sR_e = {}^rR_s^{-1} \cdot {}^rR_{imu} \cdot {}^eR_{imu0}^{-1}$ y ${}^eR_{imu0}$ es la matriz de rotación entre el codo y el acelerómetro en la posición de referencia del brazo mostrada en la Fig. 3.

Llegados a este punto, se pueden calcular las condiciones iniciales para el algoritmo de reconstrucción con el método de integración propuesto.

2.2. Condiciones iniciales

Las variables articulares del hombro (q_1, q_2, q_3) están relacionadas directamente con la matriz de transformación ${}^sT_e$ que está completamente definida según la ecuación (13). Por tanto, los valores articulares pueden ser establecidos por méto-

dos analíticos. La matriz de transformación homogénea que define los movimientos de abducción/adducción del hombro de la variable articular q_1 se puede expresar como:

$${}^{s0}R_{s1}(q_1) = \begin{bmatrix} -\sin(q_1) & 0 & \cos(q_1) \\ \cos(q_1) & 0 & \sin(q_1) \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (14)$$

La matriz de transformación homogénea que define el movimiento de extensión/flexión del hombro mediante la variable articular q_2 , se expresa:

$${}^{s1}R_{s2}(q_2) = \begin{bmatrix} \sin(q_2) & 0 & -\cos(q_2) \\ -\cos(q_2) & 0 & -\sin(q_2) \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \quad (15)$$

y la matriz de transformación homogénea que define la rotación interna/externa del hombro determinada por la variable articular q_3 :

$${}^{s2}R_{s3}(q_3) = \begin{bmatrix} \cos(q_3) & 0 & -\sin(q_3) \\ \sin(q_3) & 0 & \cos(q_3) \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (16)$$

El movimiento completo del hombro se puede describir como la multiplicación de las tres matrices homogéneas del hombro ${}^0T_3 = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3$ y que determina la posición y orientación del codo con respecto al sistema de referencia del hombro:

$${}^{s0}R_{s3} = \begin{bmatrix} c_1 s_3 - c_3 s_1 s_2 & -c_2 s_1 & c_1 c_3 + s_1 s_2 s_3 \\ s_1 s_3 + c_1 c_3 s_2 & c_1 c_2 & c_3 s_1 - c_1 s_2 s_3 \\ -c_2 c_3 & s_2 & c_2 s_3 \end{bmatrix} \quad (17)$$

donde, $c_i = \cos(q_i)$ y s_i . Si denotamos la matriz de rotación ${}^{s0}R_{s3}$ como:

$${}^{s0}R_{s3}(q_1, q_2, q_3) = \begin{bmatrix} n_x & n_y & n_z \\ o_x & o_y & o_z \\ a_x & a_y & a_z \end{bmatrix}, \quad (18)$$

Las variables articulares q_1, q_2 y q_3 , con $q_2 \in [0 \pi]$, pueden ser calculadas mediante:

$$\begin{aligned} q_1 &= \text{atan2}(-n_y, o_y), \\ q_2 &= \text{atan2}(a_y, \sqrt{n_y^2 + o_y^2}), \\ q_3 &= \text{atan2}(a_z, -a_x); \end{aligned} \quad (19)$$

y si $q_2 \in [-\pi 0]$:

$$\begin{aligned} q_1 &= \text{atan2}(n_y, -o_y), \\ q_2 &= \text{atan2}(a_y, -\sqrt{n_y^2 + o_y^2}), \\ q_3 &= \text{atan2}(-a_z, a_x). \end{aligned} \quad (20)$$

Las variables articulares del hombro tiene dos posibles soluciones debido a que se trata de una articulación esférica.

La siguiente variable articular que define el movimiento del codo, está relacionada con el segmento $\overline{SW}$ y puede ser obtenida directamente. Empleando la ley del coseno y con-

siderando la rotación del eje Z_{axis} del codo paralela al vector normal del plano formado por los puntos hombro, codo y muñeca se tiene:

$$q_4 = \arcsin\left(\frac{l_u^2 + l_f^2 - ||H-S||^2}{2l_u l_f}\right). \quad (21)$$

La articulación q_4 , tiene dos posibles soluciones debido al arco seno q_4 y $\pi - q_4$. Sin embargo, la solución en el rango $[\pi/2 \ \pi]$ está fuera los límites articulares anatómicos, ya que están definidos en el intervalo $[-\pi/2 \ \pi/2]$.

Una vez determinada q_4 y su correspondiente matriz de transformación homogénea ${}^{s3}T_{s4}$ obtenida mediante los parámetros D-H correspondientes:

$${}^{s3}R_{s4} = \begin{bmatrix} -\sin(q_4) & 0 & \cos(q_4) \\ \cos(q_4) & 0 & \sin(q_4) \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (22)$$

es posible obtener el último valor articular q_5 . Teniendo el sistema de coordenadas $s_{4'}$ respecto a la muñeca y definido como:

$${}^{s4}R_{s5} = {}^{s0}R_{s4}^{-1} {}^{s0}R_{s5}, \quad (23)$$

donde la matriz de transformación entre los sistemas de coordenadas s_0 y s_4 se calcula con la información conocida como ${}^{s0}R_{s4} = {}^{s0}R_{s3} {}^{s3}R_{s4}$.

Por otro lado, la matriz de rotación de la variable articular q_5 puede ser definida como:

$${}^sR_{s5}(q_5) = \begin{bmatrix} -\sin(q_5) & 0 & \cos(q_5) \\ \cos(q_5) & 0 & \sin(q_5) \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (24)$$

De esta forma, la variable articular q_5 puede ser calculada mediante la siguiente ecuación:

$$q_5 = -\text{atan2}(n_y, o_y). \quad (25)$$

Llegados a este punto, se obtienen cuatro posibles soluciones correctas en términos cinemáticos; dos debidas a la articulación esférica del hombro por cada posición del hombro obtenidas por las dos posibles soluciones de la rotación del acelerómetro.

Sin embargo, solo una de las cuatro configuraciones es posible debido a los límites articulares del brazo humano. Por tanto, para cada solución definida en el intervalo $[-\pi \ 0]$ o en el $[0 \ \pi]$ y dado que el rango de los límites articulares está definido entre $[-\pi/2 \ \pi/2]$, solo una configuración por cada variable articular es anatómicamente posible y por tanto, las condiciones iniciales quedan determinadas.

2.3. Aplicación del algoritmo

Una vez establecidas las condiciones iniciales para las variables articulares del brazo humano, el siguiente paso es seguir el método iterativo del algoritmo de inversión cinemática propuesto. En cada iteración es necesario conocer:

- El valor articular calculado en q_{t-1} ;
- Posición y orientación actual y previa de la muñeca ${}^rT_h$;
- Orientación actual y previa del hombro ${}^rR_s$.

Como la configuración inicial es conocida, es posible iniciar el bucle de reconstrucción. El hombro, como no está fijo y no puede ser obtenido directamente con la información del robot debe ser recalculado en cada iteración.

La posición del codo es calculada en cada iteración mediante la Ecu. (11) y, con la información del acelerómetro la nueva posición del hombro puede ser obtenida mediante la Ecu. (12). Con esta información se calcula el Jacobiano y el vector de velocidades de la mano $\dot{\vec{v}}_a$. El vector de error $\vec{err}$ se determina como la diferencia entre el valor medido directamente con el robot y el estimado mediante el modelo cinemático.

Finalmente, usando la Ecu. (2) la nueva configuración del brazo se determina mediante al vector de velocidades articulares $\dot{\vec{q}}$ obtenidas de la Ecu. (1) multiplicado por el tiempo de muestreo Δt .

3. Experimentación

El objetivo principal de la experimentación es determinar cuán de preciso es el algoritmo propuesto con respecto a los valores reales de las articulaciones. Además de los sensores necesarios para la aplicación del algoritmo (Fig. 4) se emplea un sistema de

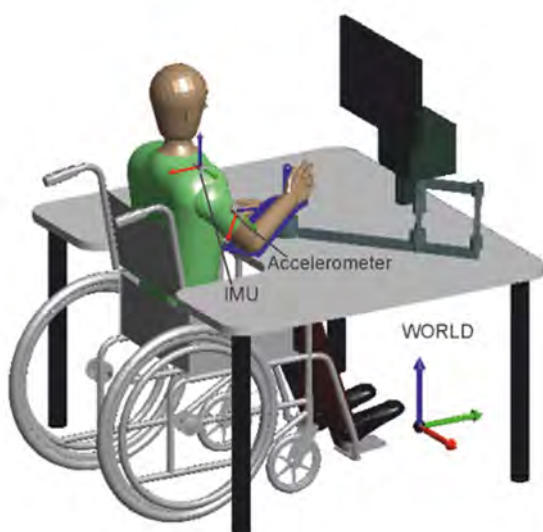


Figura 4. Orientación de los sensores colocados sobre el brazo durante la terapia.

captura óptico y marcadores ópticos colocados sobre el brazo de cada usuario para su validación. El sistema óptico se trata de un sistema de captura tridimensional modelo V120: Trio desarrollado por la empresa Optitrack. Este sistema es capaz de realizar el seguimiento de diferentes objetos definidos por sus marcadores ópticos definiendo la posición y orientación de cada uno de ellos.

3.1. Validación de la orientación la IMU

La validación de la orientación de la IMU colocada sobre el hombro del paciente, con el objetivo de determinar la orientación de éste, se realiza mediante una pieza diseñada para tal fin. Este objeto cuenta con tres reflectantes ópticos sobre el cual se coloca la IMU de tal forma que el sistema de coordenadas del objeto y de la IMU se mueven conjuntamente. Los cuaterniones obtenidos por ambos sistemas y el error entre ellos se muestran en la Fig. 5.

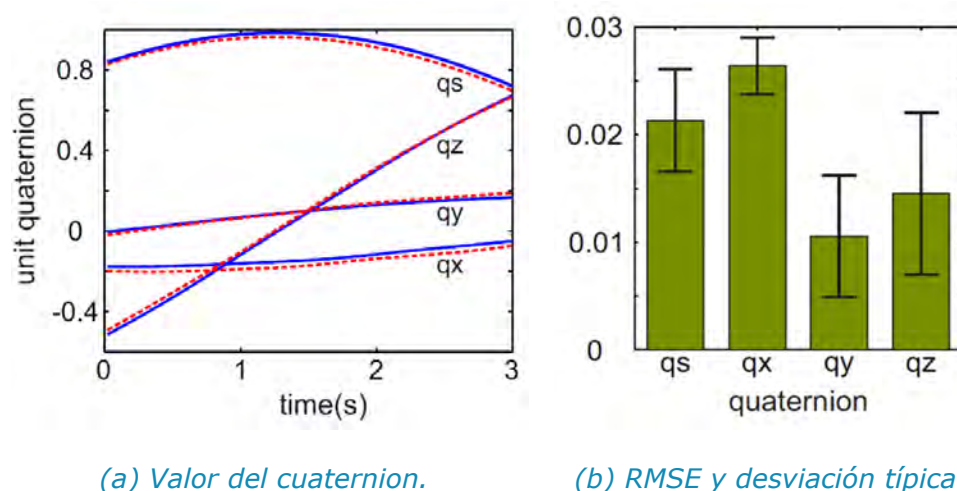


Figura 5. Cuaternion adquirido con la camara optitrack (línea azul) y el adquirido con la IMU (línea roja punteada).

Se puede observar que el error cuadrático medio (RMSE) de cada componente es menor de 0.03 entre el cuaternión obtenido por la IMU y por el sistema de captura óptico con muy baja desviación típica.

Los resultados obtenidos son suficientemente precisos para la aplicación de la IMU en el algoritmo propuesto empleando el Robot PUPArm.

3.2. Validación del algoritmo

Se realizó un experimento con dos sujetos sanos (edad media 25.6 ± 2), que llevaron a cabo dos ejercicios iguales para evaluar el comportamiento del algoritmo. El ejercicio realizado consistía en describir una cruz y a continuación una circunferencia con el brazo derecho colocado sobre el efector final del robot partiendo de un punto preestablecido sobre la mesa. Se informó a los voluntarios que no realizaran movimientos rápidos durante el ejercicio, para asemejar la velocidad del movimiento a la de los pacientes.

Los ángulos articulares estimados mediante este algoritmo son comparados con los obtenidos mediante el sistema óptico y son mostrados en la Fig. 6 en términos de error cuadrático medio.

En la Tabla 1 se muestran los resultados de los dos ejercicios realizados por cada sujeto. El error medio cometido durante el experimento en relación a las articulaciones del brazo es de 0.013rad con una desviación típica de 0.005rad. En referencia a la posición del hombro aparece un error de 0.37mm con una desviación típica de 0.33mm.

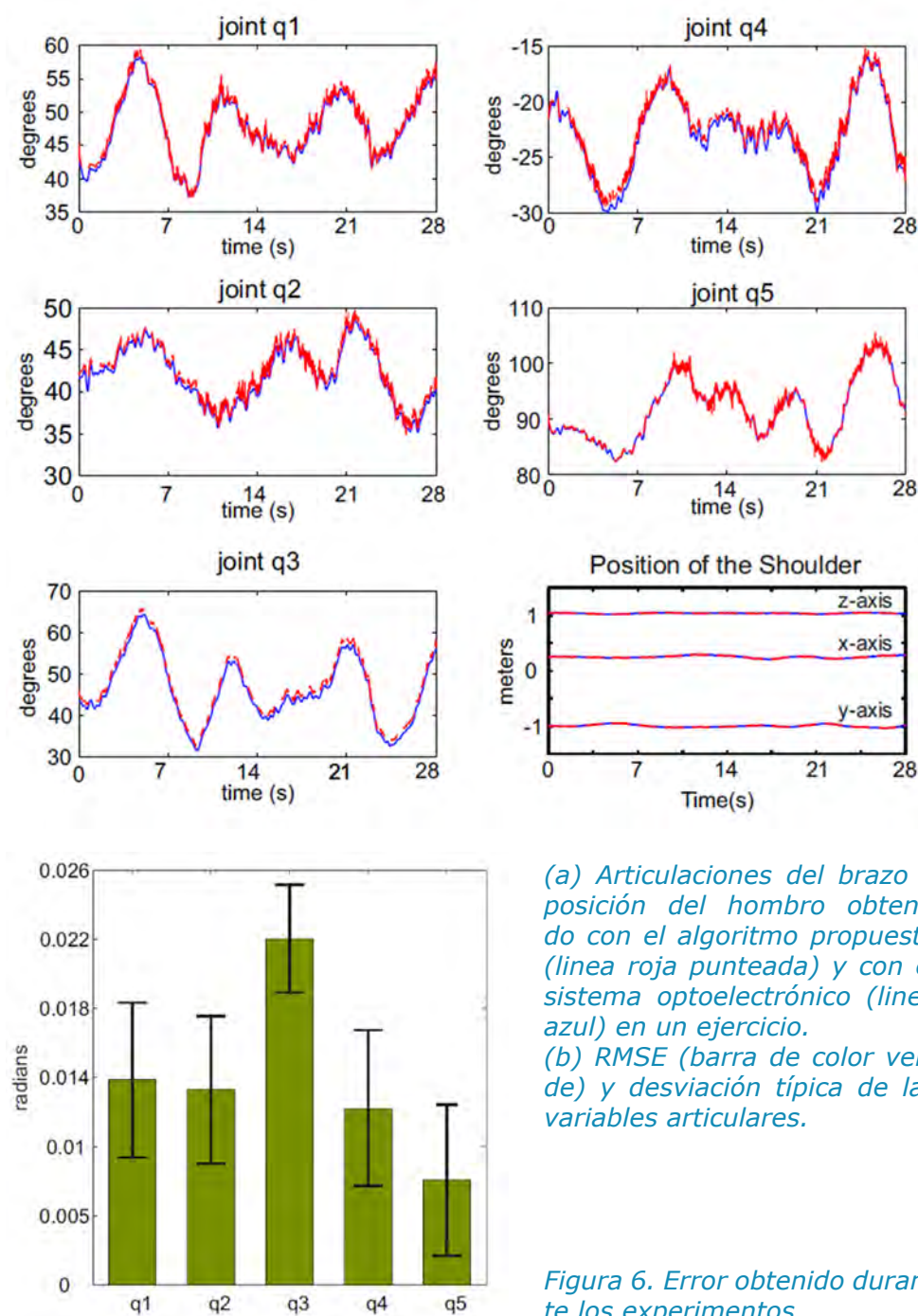


Figura 6. Error obtenido durante los experimentos.

Id	Ej	Articulaciones del brazo [rad].		Posición del hombro [mm]	
		Media RMSE	Media SD	Media RMSE	Media SD
1	1	0.014	0.005	0.42	0.38
	2	0.013	0.005	0.38	0.35
2	1	0.012	0.005	0.34	0.31
	2	0.013	0.005	0.35	0.30

Tabla 1. Error cometido en cada experimento en relación a las articulaciones del brazo y posición del hombro.

4. Conclusiones

El objetivo principal de este artículo es el estudio de un algoritmo de reconstrucción de las coordenadas articulares del brazo humano, usando un sistema simplificado del brazo de cinco grados de libertad, en terapias de neuro-rehabilitación usando el robot PUPArm. Se muestra que el algoritmo propuesto es capaz de realizar una estimación precisa (RMSE de $1.3 \cdot 10^{-2} \pm 5 \cdot 10^{-3}$ ad) de las articulaciones del brazo a través del efector final de dicho robot y dos sensores no-invasivos colocados sobre el brazo del paciente. Además, los movimientos compensatorios del tronco realizados usualmente por los pacientes, debido a su reducida movilidad en el brazo, no afectan al cálculo de la estimación de las variables articulares del brazo. Esto soluciona uno de los inconvenientes de los robots de efector final aplicados a neuro-rehabilitación. Ya que usualmente solo se emplea la información cartesiana del robot para el seguimiento del paciente. Mediante esta técnica es posible valorar si el paciente aumenta su movilidad por la mejora en el movimiento de sus articulaciones o por movimientos compensatorios del tronco. Esto proporciona una nueva herramienta para el correcto tratamiento de cada paciente en particular.

Esta información en conjunto con la información que proviene del robot puede ayudar al terapeuta a realizar una valoración objetiva a cerca de la evolución del paciente y adaptar la terapia a las necesidades de cada paciente. Por lo tanto, la exactitud de las variables articulares estimadas a través de este método podría ayudar en el estudio de los beneficios y las mejoras de los pacientes a lo largo de terapias asistidas por robots.

5. Referencias

- [1] N. Hogan, H. Krebs, A. Sharon, and J. Charnnarong, "Interactive robotic therapist," Nov. 14 1995, uS Patent 5,466,213.
- [2] M. L. Aisen, H. I. Krebs, N. Hogan, F. McDowell, and B. T. Volpe, "The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke," *Arch Neurol*, vol. 54, pp. 443–446, 1997.
- [3] G. Fazekas, M. Horvath, T. Troznai, and A. Toth, "Robot-mediated upper limb physiotherapy for patients with spastic hemiparesis: a preliminary study." *J Rehabil Med*, vol. 39, no. 7, pp. 580–582, Sep. 2007.
- [4] S. Housman, V. Le, T. Rahman, R. Sanchez, and D. Reinkensmeyer, "Arm-training with t-wrex after chronic stroke: Preliminary results of a randomized controlled trial," in *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th international Conference on*, june 2007, pp. 562 –568.
- [5] P. McCrea, J. Eng, and A. Hodgson, "Biomechanics of reaching: clinical implications for individuals with acquired brain injury." pp. 0963–8288, 2002.
- [6] E. Papaleo, L. Zollo, S. Sterzi, and E. Guglielmelli, "An inverse kinematics algorithm for upper-limb joint reconstruction during robotaided motor therapy," in *Biomedical*

- Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on, 2012, pp. 1983–1988.
- [7] F. J. Badesa, A. Llinares, R. Morales, N. Garcia-Aracil, J. M. Sabater, and C. Perez-Vidal, "Pneumatic planar rehabilitation robot for post-stroke patients," *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, vol. 26, no. 02, p. 1450025, 2014.
- [8] M. Mihelj, "Human arm kinematics for robot based rehabilitation," *Robotica*, vol. 24, no. 3, pp. 377–383, May 2006.
- [9] S. Madgwick, R. Vaidyanathan, and A. Harrison, "An efficient orientation filter for inertial measurement units (imus) and magnetic angular rate and gravity (marg) sensor arrays," *Department of Mechanical Engineering, Tech. Rep.*, April 2010.
- [10] K. Kreutz-Delgado, M. Long, and H. Seraji, "Kinematic analysis of 7 dof anthropomorphic arms," in *Robotics and Automation, 1990. Proceedings., 1990 IEEE International Conference on*, may 1990, pp. 824 –830 vol.2.

Implementación de un Sistema Interactivo para la Rehabilitación de Niños con Implante Coclear

Diana Janeth Lancheros-Cuesta, Laura Barbosa y Erika Parra¹

Resumen: *La problemática existente en el sector salud, en lo concerniente a las dificultades de aprendizaje de pacientes con implante coclear, durante los controles de fonoaudiología, surgen como consecuencia del lento desarrollo y uso actual de mecanismos cuya percepción de elementos y comprensión de significados produce en los pacientes un alto grado de distracción, es por ello que surge la necesidad de desarrollar un modelo computacional auditivo-visual, basado en un lenguaje de programación que permita la ejecución de algoritmos para la construcción de un sistema interactivo como herramienta aplicada a la rehabilitación de la población infantil, esta herramienta le permitirá al paciente obtener mejores beneficios en cuanto a las necesidades rutinarias de rehabilitación.*

Palabras clave: *Implante coclear, Rehabilitación, Reconocimiento de voz, Reconocimiento de imágenes, Sistema Interactivo.*

Abstract: *The problem existing in the Healthcare system, with regard to the difficulties of cochlear implant patients during speech therapy controls, appear like consequence of the slow development and the current use of mechanisms whose elements perception and*

¹ Universidad de La Salle. Ingeniería en Automatización, Bogotá, Colombia. C.e.: dilancheros@unisalle.edu.co.

understanding of meanings produce in the patients a high grade of distraction. For that reason there is a need for developing an auditory-visual computational model based in a programming language, that allows the execution of algorithms for the construction of an interactive system as a tool applied to the rehab of children population. This tool will allow the patient to get more benefits in terms of the needs of the routine rehabilitation.

Keywords: Cochlear implant, Rehabilitation, speech recognition, image recognition, interactive system.

1. Introducción

Este documento muestra el desarrollo del proyecto final de carrera, el cual tiene como objetivo principal el diseño e implementación de un sistema interactivo basado en métodos de reconocimiento de imágenes y voz para la rehabilitación de implantados cocleares. El sistema interactivo como herramienta aplicada a la rehabilitación de la población infantil, le permitirá al paciente obtener mejores beneficios en cuanto a las necesidades rutinarias de rehabilitación considerando los gastos médicos que deben solventar los pacientes y la no asistencia continúa a los controles de fonoaudiología que atrasan su aprendizaje.

Durante la investigación es posible determinar que el área de rehabilitación del implantado coclear requiere de recurso humano profesional en fonoaudiología con conocimiento y/o formación en el método auditivo verbal el cual tiene como objetivo enseñar al usuario a escuchar para poder volver a hablar desarrollando las habilidades denominada recepción, comprensión y expresión basándose en los diferentes métodos

como lo es el verbo tonal donde se hace uso del cuerpo como un emisor.

Del mismo modo existe una relación entre la pausa y el tiempo promoviendo la progresión lingüística y auditiva mediante la actividad de ritmo corporal y musical así se establece una relación entre el usuario y el rehabilitador que perdura a lo largo de la vida del implantado, esto genera una dependencia del usuario así como una necesidad constante de aprendizaje para el desarrollo auditivo que muchas veces no se suple así como los conflictos con el entorno que no permite que el usuario alcance el desarrollo auditivo deseado.

Para éste antiguo mecanismo será de gran ayuda obtener una herramienta que permita una rehabilitación más amena y moderna, este desarrollo está basado en un sistema interactivo que dispondrá de avanzada tecnología tal como sistemas computarizados que permitan el desarrollo de un entorno usuario-computadora. Éste sistema dispondrá de una cámara web y un micrófono que permitirán al paciente interactuar mediante una interfaz de usuario; donde se reconocerán comandos de voz e imágenes, será de fácil acceso y manejo, brindando soluciones prácticas y conllevando a óptimos resultados en el largo proceso de rehabilitación favoreciendo eficientemente a la población infantil de implantados.

La elaboración e implementación de un sistema interactivo para el proceso de rehabilitación auditiva-visual del implantado coclear, aporta como herramienta capaz de generar una retroalimentación al paciente a través del reconocimiento, análisis de imágenes y de voz, esto con el fin de mantener un constante interés y desarrollo de habilidades auditivas en la población infantil, basadas en ejercicios de estimulación auditiva, de forma interactiva, aprovechando los sistemas computaciones existentes en la actualidad.

La metodología establecida consiste en llevar a cabo la elaboración de un informe con la información recopilada sobre los requerimiento del sistema basado en una investigación acerca del implante coclear, las etapas de rehabilitación, la inclusión de tecnología aceptada para su implementación en personas y la rehabilitación auditiva-verbal para implantados cocleares a través de la revisión bibliográfica en libros, tesis y bases de datos. El desarrollo del proyecto se evidencia en las siguientes etapas:

- Análisis de información para el desarrollo y puesta en marcha del sistema interactivo a través de la estrategia computacional escogida para la rehabilitación de implantados cocleares a través de definición y recopilación del marco teórico, desarrollo de diagramas de casos de uso y diagramas de secuencia correspondientes al usuario (paciente) y al médico especialista.
- Diseñar el modelo computacional que permita la interacción entre el sistema y el paciente a través de una cámara que se fundamenta en la definición de las etapas de rehabilitación a través de los protocolos y sistemas de rehabilitación que serán utilizados para su aplicabilidad, mediante la asesoría científica de personal de salud especializado en el área, definición de algoritmos para la construcción del sistema y el lenguaje de programación que se adapte eficientemente en la implementación del sistema interactivo.
- Comprobar diferentes métodos y herramientas para el reconocimiento de voz para que el modelo computacional se adapte a las rutinas de rehabilitación de los implantados cocleares, se analizarán los resultados obtenidos a través del uso de diversas herramientas para el reconocimiento de voz con el fin de escoger el sistema que proporcione mayor funcionalidad.

- Diseño del sistema interactivo: como resultado surge un documento, que contiene la descripción de la organización global del sistema y la descripción de lo que cada una de sus partes hace, así como la manera en que se combinan la ingeniería con la medicina.
- Finalmente es implementado el sistema interactivo para la rehabilitación a través del modelo auditivo-visual del implantado coclear que posibilita tener una herramienta que apoye el desarrollo auditivo y que permita que el implantado coclear se adapte a la rehabilitación.

2. Antecedentes

A continuación se presentan los antecedentes de trabajos de grado y bases de datos enfocadas en el aprendizaje y control de pacientes con pérdida auditiva.

Hernández (2003), diseñó e implementó un prototipo de ayudante electrónico para personas con pérdida auditiva el cual les permitirá establecer una comunicación básica con personas oyentes, para esto fue necesario estudiar y analizar las limitaciones y ventajas del lenguaje utilizado por personas con pérdida auditiva profunda para comunicarse entre ellos y con personas oyentes, se elaboró un diseño del prototipo del ayudante con una pantalla LCD, un teclado alfanumérico y un parlante, igualmente se implementó una tarjeta electrónica encargada de la adquisición y publicación del mensaje o los mensajes que el usuario desee expresar.

Guohong, Sha, & Xuan (2004), desarrollaron un software de aplicación con base de datos utilizando Delphi 6 para gestionar los datos de los pacientes con implante coclear contiene varios módulos funcionales utilizados para grabar a los pacientes, consta de una evaluación médica y audiológica, la evaluación de la capacidad auditiva, evaluación del habla y

condición del lenguaje, la evaluación de la condición psicológica, la rehabilitación y la formación específica, la programación del procesador, el seguimiento y apoyo, entre otros. También puede generar varios informes, convertir los datos del paciente en formato SPSS para fines estadísticos.

Para la rehabilitación de usuarios con prótesis coclear, (Jaouhar, Rbjean, & Zied, 2000) presentan un avanzado software utilizado por los médicos y técnicos para la instalación de los implantes cocleares y la evaluación de los resultados, puede ser utilizado por cualquiera de los especialistas o de los pacientes durante el proceso de rehabilitación. Esta herramienta se compone esencialmente de dos partes.

La primera parte se utiliza para la instalación del implante; se determina el rango dinámico de la corriente eléctrica que puede ser utilizada con el paciente. También establece cuál de los canales de estimulación diferentes es explotable.

La segunda parte se utiliza para las pruebas y la evaluación de los resultados de las estrategias de estimulación diferentes.

El Implante Coclear (IC) es una opción muy eficaz para aquellas personas que sufren pérdida de audición. Pero para realizar la operación de implante coclear vendría a través de un procedimiento muy complicado. Muchas evaluaciones exhaustivas o exámenes deben llevarse a cabo antes de la operación quirúrgica, y un programa de seguimiento debe estar plenamente comprometido por los portadores de implantes cocleares. (Guohong, Sha, & Shuqiand, 2008) proponen un esquema de red inalámbrica para el software, donde se discuten los requisitos de una tecnología inalámbrica al usuario. Su objetivo es mejorar la eficiencia en el trabajo, para proporcionar un mejor servicio a los pacientes y a los candidatos IC.

Las personas con pérdida auditiva a menudo tienen dificultades para comunicarse por teléfono. La claridad de la voz telefónica es considerablemente inferior a la claridad del ha-

bla cara a cara. Esto es en parte debido a la falta de señales visuales, ancho de banda limitado, teléfono y ruido de fondo. (Haifeng, Dorman & Loizou, 2003) proponen un adaptador de teléfono inalámbrico que se puede utilizar para enviar la señal de audio directamente a un audífono o procesador de implante coclear. Este adaptador está basado en tecnología Bluetooth. Tres usuarios con implantes cocleares se pusieron a prueba con la propuesta teléfono-adaptador informando buena calidad de voz.

La frecuencia del pulso real en sistemas de implantes cocleares es un parámetro esencial en términos de rendimiento del reconocimiento y la preferencia de los pacientes. Encontrar la frecuencia del pulso ideal parece ser un tema de hoja eterno independientemente de la estrategia de codificación empleada y la arquitectura de la matriz de electrodos. Al mismo tiempo, implantados reaccionan sensiblemente a los cambios en las tasas, que hace que el diseño de tales ensayos sea difícil. Los resultados de las simulaciones dan una idea de por qué las tasas totales de ambos impulsos demasiado bajos o demasiado altos se manifiestan en los malos resultados. Los experimentos incluidos en este estudio por los investigadores (Baljic, Harczos, *et al*, 2008) resaltan la importancia de los retrasos bióticos cocleares e instar a su aplicación en las futuras estrategias de implantes cocleares el procesamiento del habla.

Da Silva, Comerlatto y otros (2011), buscan verificar la aplicabilidad de un software en la rehabilitación de niños con pérdida auditiva. A través de la aplicación del Software Auxiliar de Rehabilitación Auditiva SARDA. La muestra fue de 17 niños con deficiencia auditiva, diez con implantes cocleares (IC) y siete con audífonos. El protocolo de entrenamiento se aplicó durante 30 minutos, dos veces durante una semana, durante el tiempo necesario para completar las estrategias propuestas en el software. Las estrategias de SARDA tienen básicamente la misma estructura, con un nivel de dificultad

progresiva. El programa consta de tres fases (inicial, intermedio y avanzado). El SARDA propone una base de datos a través de Internet, estrategias de programación y la disponibilidad de entrenamiento auditivo.

3. Metodología

Para cumplir con los objetivos propuestos se definen las siguientes etapas:

Inicialmente se desarrollan diagramas UML (Unified Modeling Language) tanto para el usuario (paciente) y el médico especializado; en éstos se establece una serie de requerimientos los cuales especifican las partes que compone el desarrollo del software.

Para la realización del proyecto se hará uso del Software Netbeans IDE usando la aplicación PHP, así mismo se tendrá configurado el sistema WAMP (Windows + Apache + MySQL + PHP). Seguidamente se configura una base de datos que permitirá la interacción entre los usuarios, en ésta se podrá acceder a operaciones de registro, consulta, modificación y actualización de datos de los usuarios por parte del médico especializado. El médico podrá llevar un registro de la historia clínica de los pacientes así como un control sobre el nivel y avance de tratamiento en que estos se encuentran. En la base de datos se guardará la información organizada en tablas de los datos de acceso correspondiente a cada usuario.

A continuación se implementa el reconocimiento de imágenes por medio del uso de una cámara web, el paciente accede a diversas animaciones, éste deberá mostrar las imágenes que corresponden a cada una de ellas, si estas imágenes son correctas podrá proseguir al reconocimiento de voz. Posteriormente se implementa la comunicación entre el usuario y computadora por medio del reconocimiento de voz,

en esta última etapa el paciente deberá reproducir el sonido consecuente al sonido vinculado con la animación que se esté ejecutando, si el sonido que se detecta del paciente es correcto o incorrecto al igual que en el reconocimiento de imágenes el sistema proyectará a través de animaciones su respectiva retroalimentación.

Finalmente se diseña la interfaz de usuario a partir de la base de datos creada. El usuario tendrá fácil acceso al sistema y contará con varias opciones que brindarán información al mismo, una vez el usuario se encuentre registrado por el médico podrá acceder al sistema interactivo desde la opción sistema de rehabilitación, por lo que podrá realizar respectivamente su rutina de aprendizaje. El sistema interactivo para la rehabilitación a través del modelo auditivo-visual del implantado coclear cuenta con diversas animaciones web desarrolladas en el Software Adobe Flash Professional CC, éstas a su vez se exportan a la aplicación PHP en Netbeans IDE para su posterior comunicación con la base de datos. En la Fig. 1 se expondrá un diagrama de flujo de la metodología anteriormente presentada.

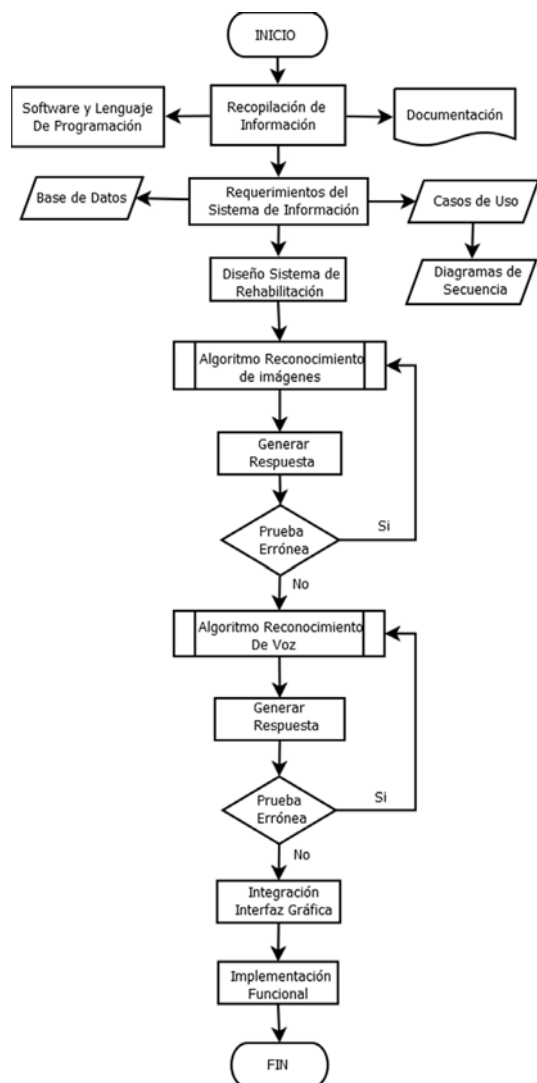


Fig. 1 Diagrama de flujo Metodología.

4. Diseño del sistema

En esta sección se especifican detalladamente los diagramas de casos de uso y diagramas de secuencia para cada uno de los usuarios que podrán acceder al sistema, así mismo se presentarán las respectivas especificaciones de los casos de uso, de las que se componen los procesos principales de los actores que intervienen en el desarrollo del Software.

4.1. Diagramas casos de uso

A continuación se presentan los diagramas de casos de uso teniendo en cuenta la interacción entre el usuario (paciente) y el médico especialista, así como la accesibilidad de cada actor frente a las diversas operaciones que se ejecutan en el sistema de información.

Casos de uso del Paciente

El diagrama de caso de uso planteado para el usuario (paciente) se puede observar en la Fig. 2 en el cual se especifican las acciones que este actor podrá efectuar teniendo en cuenta que las mismas solo se harán presentes si el usuario ha iniciado sesión correctamente y si ha sido registrado con anterioridad por el médico. El paciente no podrá realizar ninguna acción sobre sí mismo ni sobre el médico, es decir no tiene permisos para la creación de su propio usuario, ni ingresar y/o consultar información de datos.

Casos de uso del Doctor

El diagrama de caso de uso planteado para el doctor se puede observar en la Fig. 3, al igual que el usuario se especifican las operaciones que este actor podrá efectuar tales

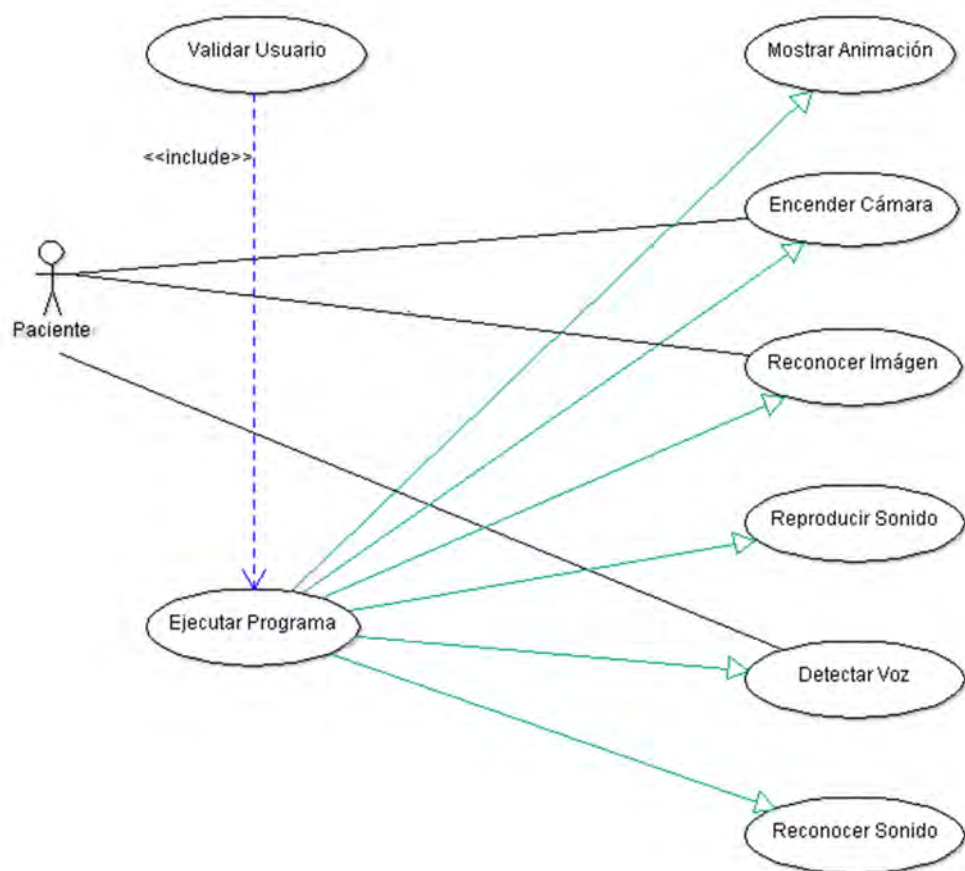


Fig. 2. Diagrama casos de uso del Paciente.

como registrar, consultar, modificar y actualizar información del paciente. Este actor tiene acceso a todo el manejo de datos del paciente, es quien puede realizar todas las acciones en la base de datos.

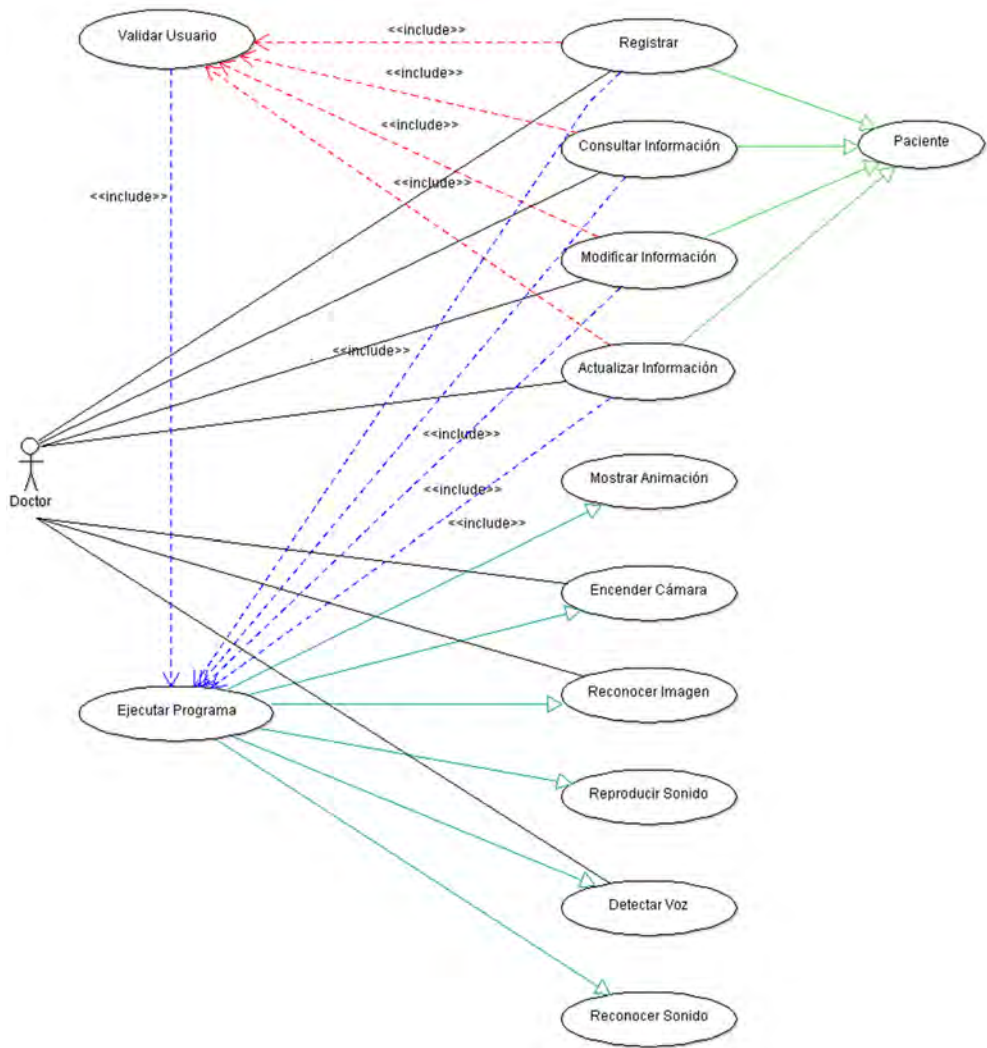


Fig. 3. Diagrama casos de uso del Doctor.

5. Algoritmos implementados en el sistema

A continuación se hace énfasis en los algoritmos implementados en el sistema interactivo, como lo son: el de reconocimiento de imágenes y el de reconocimiento de voz.

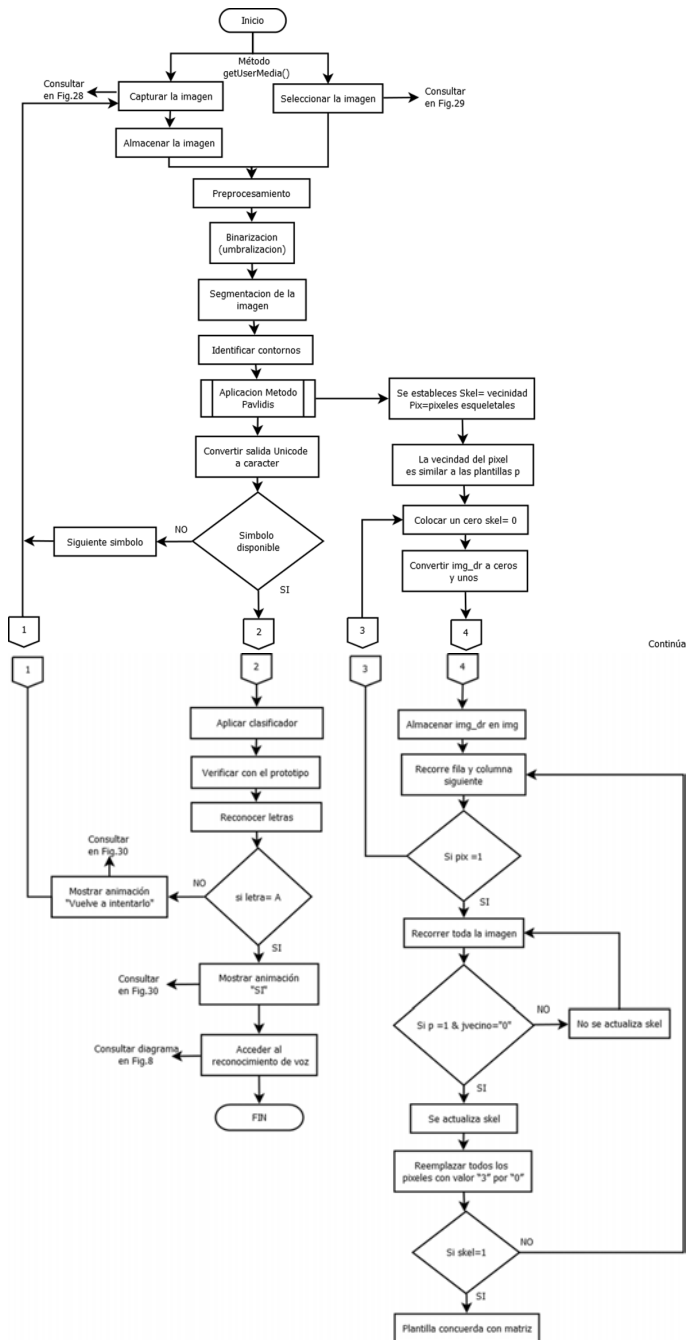


Fig. 4. Algoritmo reconocimiento de imagen.

5.1. Algoritmo reconocimiento de imágenes

A continuación mediante un diagrama de flujo representado en la Fig. 4 se especifica detalladamente el funcionamiento del algoritmo de reconocimiento de imágenes.

5.2. Algoritmo reconocimiento de voz

Para la realización del reconocimiento de voz fue necesario comprobar diferentes métodos y herramientas para que el modelo computacional se adapte a las rutinas de rehabilitación de los implantados cocleares las cuales se detallan a continuación teniendo en cuenta la opción más adaptable y viable en la comunicación e interacción entre usuario y máquina.

5.2.1. Reconocimiento de voz en Python

Se comprobaron dos diferentes paquetes de Python que permiten el reconocimiento de voz. Es posible observar que para que estas dos librerías funcionen fue necesario descargar Pyaudio que funciona como librería para asignar puertos de entrada y salida tanto para el micrófono como para los auriculares.

Speech

Esta librería de Python permite el reconocimiento de voz a través de Windows en este caso es posible asignar la fuente a través de la creación de una instancia (Micrófono) éste imprime en pantalla (cmd) lo que el usuario está diciendo, también permite asignarle ciertas funciones a comandos de voz; por ejemplo el iniciar o dejar de escuchar al usuario

además de esto es posible determinar un tiempo de espera de respuesta.

Esta librería presenta ciertas desventajas en primer lugar el lenguaje de reconocimiento ya que éste no se puede cambiar y está predeterminado en inglés. Por otro lado a pesar de hacer ciertas pruebas se evidencia errores en el reconocimiento una de las pruebas que se realizó fue un dictado de números en el idioma por defecto presentando errores de reconocimiento del 90% de las palabras dictadas así como retraso en el procesamiento. Otra desventaja se presenta en la integración ya que presenta un lenguaje diferente al que se basó el proyecto por lo que es necesario un interpretador con el fin de unir Python y JavaScript para esto se comprobó con compiladores como Jython que permite programar en Python para la plataforma Java o Pyjs la cual es una plataforma que permite compilar de Python a JavaScript con el fin de que éste funcione en el navegador y se integre con el procesador de imágenes. Es allí donde se encuentra otra dificultad ya que éste no podrá funcionar en todos los navegadores ni en ciertas versiones lo que impide en gran parte ser un programa con accesibilidad y que se adapte fácilmente a cualquier medio.

Speech Recognition

Esta librería es funcional en Windows con el API de Google Chrome Speech Recognition por lo que fue relevante hacer pruebas desde la consola de Python y con el API de Google; esta librería permite modificar el idioma que viene por defecto a través de la función `Recognizer()`, ésta puede ser determinada por el usuario dependiendo de las necesidades; en este caso se hacen pruebas en español.

En la primera prueba se encontró problemas con la detección de la voz por lo que fue necesario seleccionar el puerto

de entrada desde la consola de Python sin embargo al hacer las pruebas se encontró que el sonido que se reconoce debe ser monofónico y en la mayoría de los computadores los micrófonos funcionan en estéreo por lo que no se podría integrar o generaría otro gasto al tener que adquirir un conversor. Al hacer las pruebas con el *API* de Google Chrome este tiene requerimientos sobre versión de Speech Recognition y PyAudio que se debe implementar los cuales no funcionan o no se pueden instalar en las diferentes plataformas es así como no se pudieron hacer pruebas con el *API* de Google debido a los requisitos en las versiones de instalación que posee; por otro lado la implementación del *API* de Google no se puede utilizar en proyectos que se puedan comercializar solo para el desarrollo científico o individual.

5.2.2. Reconocimiento de voz en Visual Studio

System Speech Recognition

Para realizar el reconocimiento de voz se hace uso de la aplicación System Speech Recognition en el Software Visual Studio, ésta aplicación proporciona funcionalidad con la que se puede adquirir y controlar la entrada de voz, crear gramáticas de reconocimiento de voz y capturar información de los eventos generados por el reconocimiento de voz. Esto se debe a que las herramientas de Visual Studio incluyen un completo editor de código, un eficaz depurador, un generador de perfiles especializado y extensa compatibilidad con lenguajes de programación.

Las pruebas realizadas con vocales y sonidos link evidencian que el reconocimiento de voz funciona correctamente teniendo en cuenta que el usuario debe reproducir los sonidos bastante claros y con un rango de voz alto, igualmente se tie-

ne en cuenta que esta aplicación tiene como ventaja el reconocimiento del habla en diversos idiomas incluidos el inglés y el español. Finalmente se pueden incluir reglas gramaticales es decir incluir información de palabras con el fin de identificar con mayor eficacia la entrada hablada.

Debido a que el reconocimiento de voz se ejecutó mediante la aplicación WPF (Windows Presentation Foundation) que permite el desarrollo de interfaces de interacción de Windows e incluye facilidades de animación, video, audio o gráficos 3D y permite cargar elementos mediante código C# se presenta la desventaja en la implementación de manera directa con la página web puesto que para lograr la interacción es necesario incluir Microsoft Silverlight que permitirá crear diversas aplicaciones para sitios web.

5.2.3. Reconocimiento de voz en Netbeans IDE

Web kit Speech Recognition

El algoritmo de reconocimiento de voz cuenta con la biblioteca JQuery de Javascript, esta biblioteca permite interactuar con documentos HTML de manera simplificada. Para implementar el reconocimiento de voz es necesario trabajar con la aplicación webkitSpeechRecognition el cual contiene las propiedades necesarias para tener acceso al audio del navegador Chrome y éste a su vez convertirlo en texto. El algoritmo de reconocimiento de voz se enlaza mediante la aplicación PHP en Netbeans, y éste a su vez se enlaza junto con el algoritmo de reconocimiento de imágenes y el algoritmo de las animaciones generadas en Adobe Flash Professional CC.

La aplicación webkitSpeechRecognition puede ser utilizada solo si es compatible con el navegador, por lo que la versión a utilizar debe ser la versión 25 o posterior del navegador

Google Chrome, una vez la aplicación sea soportada se podrá acceder al sistema de reconocimiento con facilidad.

A continuación en la Tabla 1 se podrá observar en detalle las características de las herramientas y métodos aplicados para el reconocimiento de voz teniendo en cuenta cuál de estos es considerado el más viable para implementar en el sistema de rehabilitación.

Herramienta	Python	Python	Visual Studio	Netbeans IDE
Método	Speech	Speech Recognition	System Speech Recognition	Web Kit Speech Recognition
Posibilidad de reconocimiento de voz en idioma español	no	si	si	si
Eficacia en detección de voz del usuario	baja	baja	alta	muy alta
Calidad	baja	baja	alta	muy alta
Identificación de vocales y sonidos ling	baja	baja	alta	muy alta
Impide la integración con el reconocimiento de imágenes	si	si	si	no
Implementación directa con páginas web	no	no	no	si

Tabla 1. Características de los métodos aplicados al reconocimiento de voz. Fuente: Elaboración propia.

El reconocimiento de voz implementado en Netbeans IDE con ayuda de la aplicación escrita en JavaScript es la solución más viable que se implementó, puesto que sus ventajas se asemejan a que los usuarios puedan hablar desde la aplicación web invitando a que el mismo usuario sea quien permita

el acceso a su micrófono directamente desde la página web, así como su grado de eficacia en el reconocimiento de palabras.

5.3. Diagrama de flujo reconocimiento de voz

A continuación mediante un diagrama de flujo representado en la Fig. 5 se especifica el funcionamiento del algoritmo de VOZ.

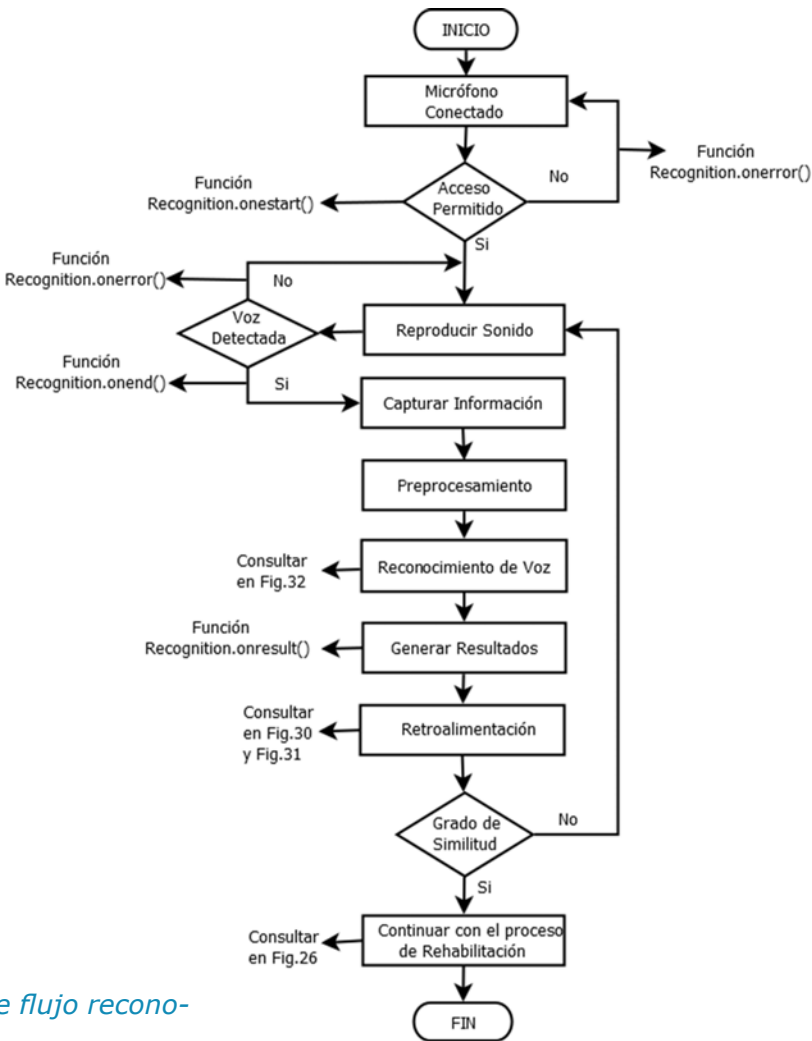


Fig. 5 Diagrama de flujo reconocimiento de voz.

6. Diseño del sistema interactivo

A continuación se presentará detalladamente la implementación del sistema interactivo para la rehabilitación de niños con implante coclear, en donde se especificarán el diseño de la base de datos.

Para el diseño de la base de datos es necesaria la creación de tablas que evidencien la información contenida dentro del sistema de información. Por medio de WampServer que permite administrar fácilmente bases de datos del lado de PHP, MySQL y PhpMyAdmin se desarrollará la aplicación web requerida.

A través de la herramienta MySQL Workbench 6.1 ICE que integra la administración, diseño y creación de bases de datos se crearan diagramas EER (enhanced entity-relationship) de manera detallada, en donde se especifican las características de las tablas, campos, claves y relaciones entre tablas.

En la Fig. 6 se presentan los diagramas entidad - relación en donde se especifica el nombre de cada formulario con la información pertinente de cada usuario teniendo en cuenta los requerimientos que se hacen obligatorios a la hora de implementar el sistema de información.

La relación y dependencia que tienen estos formularios son creados en la base de datos especificando la llave primaria, así mismo estos datos se verán relacionados con la interfaz de usuario brindando al médico especialista la opción de llevar un control de la historia clínica de cada uno de sus pacientes, así como la creación de los mismos, con el fin de que se pueda ingresar al sistema de rehabilitación.

Una vez diseñados los diagramas EER se administran las conexiones de la herramienta con la base de datos MySQL. Cada uno de los nombres vinculados en los formularios son creados dentro de la aplicación PhpMyAdmin, esta aplicación permite especificar dentro de tablas los siguientes ítems:

- Campo del Formulario
- Tipo de formulario
- Tamaño de formulario
- Restricciones del formulario

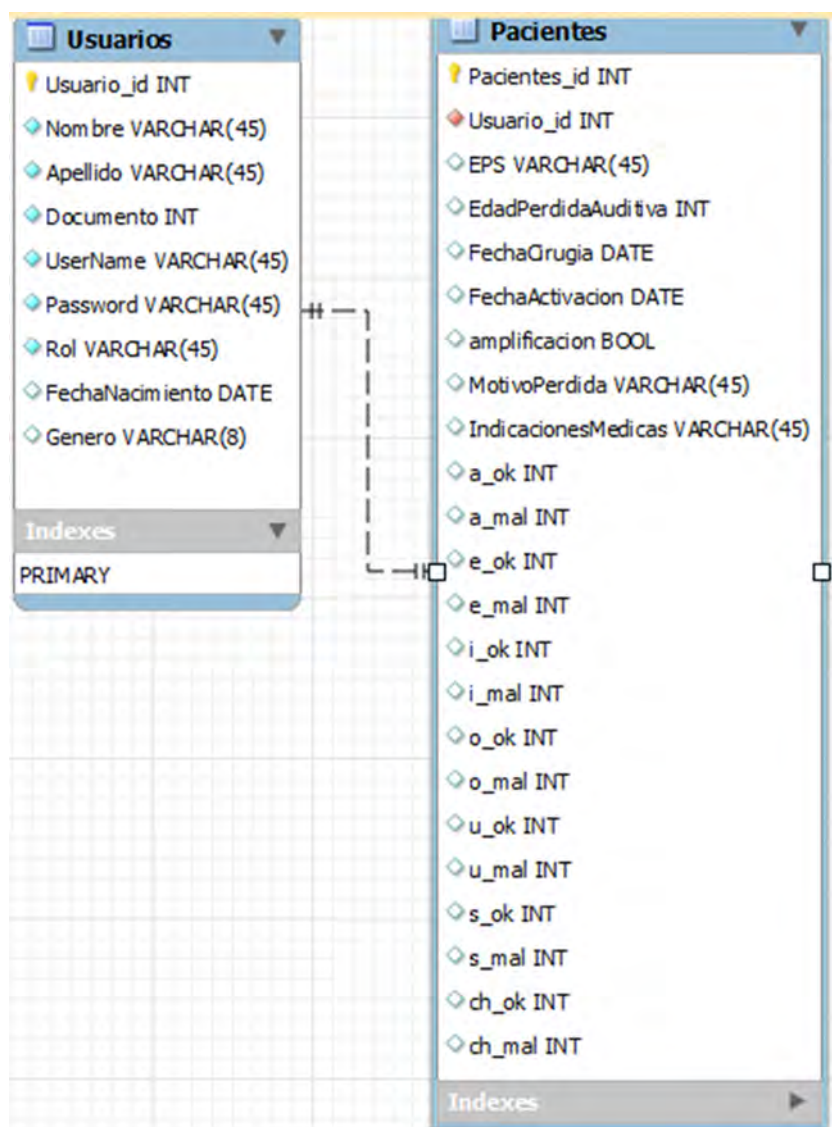


Fig. 6. Relación de formular.

7. Pruebas del sistema de rehabilitación

Se realizaron una serie de pruebas para observar la funcionalidad existente en el sistema interactivo, para esto se tiene en cuenta el color y tamaño de fuente de los caracteres que componen las imágenes pertenecientes al sistema de aprendizaje, así mismo se realizaron diversas pruebas con imágenes de todas las letras del alfabeto con el fin de asegurar del funcionamiento adecuado del sistema. A continuación se presenta el sistema de rehabilitación en su total funcionalidad haciendo énfasis en imágenes correctas y en imágenes erróneas.

7.1. Acceso Animación de la Vocal E

En la Fig. 7 se observa un ejemplo de ingreso a la animación de una letra (Vocal E), esta animación cuenta con el sonido correspondiente al fonema vocálico, así como el modo de articulación es decir que al pronunciar este sonido la abertura de la boca será media.

Debido a que la imagen de la Fig. 8 anteriormente presentada fue reconocida correctamente y correspondía a la animación mostrada en pantalla se podrá acceder a la siguiente fase de rehabilitación es decir el reconocimiento de voz tal como se muestra en la Fig. 8.

Una vez se ingrese al reconocimiento de voz y una vez escuchado el sonido reproducido por la animación, posteriormente se



Fig. 7 Ventana de acceso animación vocal E.

dará clic en el micrófono y el usuario procederá a reproducir el sonido cuando se muestre en pantalla el icono de color rojo con las palabras “Habla Ahora”, como se muestra en la Fig. 9.

Siendo reconocido por el sistema el sonido reproducido por el usuario, se dará su respectiva retroalimentación, indicando que podrá acceder a las siguientes animaciones del proceso de aprendizaje como se observa en la Fig 10.



Fig. 8 Retroalimentación imagen correcta vocal E.



Fig. 9 Reconocimiento de voz vocal E.



Fig. 10 Retroalimentación reconocimiento de voz vocal E.

8. Análisis de resultados

El desarrollo de un sistema interactivo que se fundamenta en la rehabilitación de niños con implantes cocleares se orienta a las necesidades de mejora en calidad de vida del usuario con discapacidad auditiva. El proceso y culminación del proyecto se evidencia gracias al enfoque y asesoría dados por una especialista en fonoaudiología el cual solidifica el progreso del proyecto generando de manera significativa aportes que garanticen a los pacientes el mejor entrenamiento y el más indicado en cada una de las etapas de aprendizaje y en donde el proceso de rehabilitación se base en la capacidad de distinguir diferentes sonidos como lo son el de las vocales y sonidos linguales, que conlleven al paciente a una satisfactoria y mejorada comunicación con el entorno.

Las etapas que hacen parte del sistema interactivo se desglosan en lograr un correcto desempeño y alta calidad que evidencie el mejor sistema de rehabilitación llevado a cabo para los pacientes con implantes cocleares. Como se pudo comprobar en las diversas pruebas desarrolladas para el reconocimiento de imágenes se observa con claridad el éxito del reconocimiento en todas las imágenes necesarias y que hacen parte fundamental en la implementación del sistema interactivo; así mismo se tuvo en cuenta que al momento de realizar dichas pruebas se contó con excelente iluminación y distancia mínima entre el lente de la cámara y las imágenes. Además de esto fue necesario garantizar el tamaño y tono de color más pertinentes para los caracteres de las imágenes a reconocer, una vez se tienen en cuenta las características mencionadas se resuelve satisfactoriamente la etapa de reconocimiento de imágenes.

El reconocimiento de imágenes presenta mejor viabilidad en el sistema cuando se desea reconocer la vocal O puesto que según las pruebas aplicadas el porcentaje de reconoci-

miento es de un 90% es decir, que al variar el tipo y color de fuente se presentará menor posibilidad de error esto se debe al procesamiento de la imagen ya que este depende en gran medida del método de Pavlidis, como se observa la vocal O es una letra que tiene una geometría constante por lo que el esqueleto que se genera de las diferentes O al ser comparada con la plantilla es más exacta que las otras letras. A partir de estas pruebas se estableció el mejor tipo, tamaño y color de fuente convenientes para llevar a cabo el sistema de aprendizaje con esto se evitarán posibles fallas en el sistema.

A continuación para las pruebas realizadas en el reconocimiento de imágenes y para comprobar su eficacia, se escogieron imágenes con distintos tipos de fuente realizando un cambio de tamaño y color en cada una de ellas. En la Tabla 2, se observan las pruebas realizadas para imágenes con la Letra A.

Letra A			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Arial	24	Negro	Sí
Calibri	72	Amarillo	No
Times New Roman	50	Rojo	Sí
Cooper Black	48	Café	Sí
Eras Bold ITC	60	Azul	Sí

Tabla 2. Pruebas reconocimiento Letra A.

En la Tabla 3 se observan las pruebas realizadas para imágenes con la Letra E.

Letra E			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Arial	24	Negro	Sí
Calibri	72	verde	No
Times New Roman	50	Rojo	Sí
Cooper Black	48	Azul	No
Eras Bold ITC	60	Azul	Sí

Tabla 3. Pruebas reconocimiento Letra E.

En la Tabla 4 se observan las pruebas realizadas para imágenes con la Letra I.

Letra I			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Arial	30	Negro	Sí
Calibri	80	verde	No
Times New Roman	45	Rojo	Sí
Cooper Black	60	Azul	No
Eras Bold ITC	50	Azul	Sí

Tabla 4. Pruebas reconocimiento Letra I.

En la Tabla 5 se observan las pruebas realizadas para imágenes con la Letra O.

Letra O			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Arial	24	Negro	Sí
Calibri	72	Amarillo	Sí
Times New Roman	50	Rojo	Sí

Letra O			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Cooper Black	48	Café	No
Eras Bold ITC	60	Azul	Sí

Tabla 5. Pruebas reconocimiento Letra O.

En la Tabla 6 se observan las pruebas realizadas para imágenes con la Letra U.

Letra U			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Arial	20	Negro	Sí
Calibri	90	Amarillo	No
Times New Roman	34	Rojo	Sí
Cooper Black	50	Café	Sí
Eras Bold ITC	70	Azul	Sí

Tabla 6. Pruebas reconocimiento Letra U.

En la Tabla 7 se observan las pruebas realizadas para imágenes con la Letra S

Letra S			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Arial	30	Negro	Sí
Calibri	50	Amarillo	No
Times New Roman	64	Rojo	Sí
Cooper Black	40	Café	Sí
Eras Bold ITC	45	Azul	Sí

Tabla 7. Pruebas reconocimiento Letra S.

En la Tabla 8 se observan las pruebas realizadas para imágenes con la Letra CH.

Letra CH			
Fuente	Tamaño	Color	Reconocimiento
Arial	30	Negro	Sí
Calibri	50	Verde	No
Times New Roman	64	Rojo	Sí
Cooper Black	40	Azul	No
Eras Bold ITC	45	Azul	Sí

Tabla 8. Pruebas reconocimiento Letra CH.

A continuación en la Fig. 11 mediante una gráfica se especificará el porcentaje de reconocimiento teniendo en cuenta las tablas anteriormente presentadas.

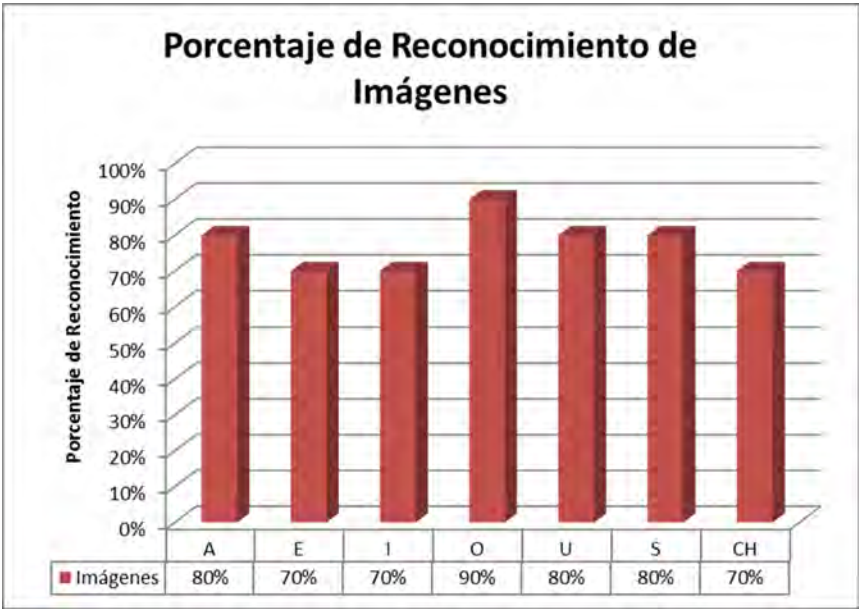


Fig. 11. Porcentaje de reconocimiento de imágenes.

En cuanto a la etapa de reconocimiento de voz se tuvo en cuenta el uso de un micrófono en óptimas condiciones, así como una distancia considerable entre la boca y el micrófono, un tono de voz medianamente alto y con la mayor claridad posible esto con el fin de que el sistema detecte la voz favorablemente, tras diversas pruebas se evidencia que entre menos ruido externo exista, el sonido producido por la voz será captado por el sistema de manera más eficiente.

En la Fig. 12 se establece el grado de eficacia del reconocimiento de voz a través del uso de la aplicación webkitSpeechRecognition implementada en JavaScript en donde la palabra “Chile” es la que presenta el porcentaje con mayor posibilidad de acierto en un 90%.

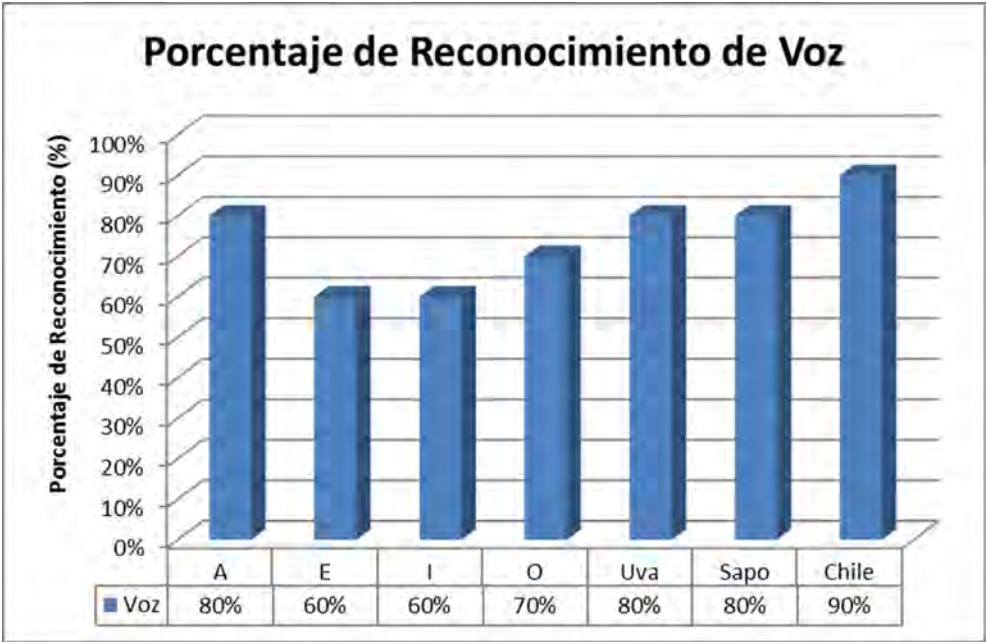


Fig. 12. Porcentaje de reconocimiento de voz.

9. Conclusiones

Al comprobar diversos métodos y herramientas la aplicación webkitSpeechRecognition definida por google es la mejor opción para implementar el reconocimiento de voz debido a que esta aplicación es más robusta y posibilita la implementación de manera directa con páginas web lo que hace más eficiente el sistema de rehabilitación; siendo el reconocimiento de voz como condición fundamental para llevar a cabo las rutinas de rehabilitación de los implantados cocleares y a partir de las pruebas realizadas se considera viable y adaptable al sistema interactivo logrando interacción y permitiendo establecer una comunicación amena entre usuario-máquina.

El reconocimiento de imágenes a partir del uso de una cámara web permite que el usuario tenga una fácil adaptación frente al sistema interactivo, teniendo en cuenta que los costos de rehabilitación reducirían moderadamente y el usuario obtendría una excelente herramienta que satisfaga el progreso auditivo.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en el reconocimiento de imágenes es importante resaltar que las condiciones a las que son expuestas las imágenes garantizan la calidad en el reconocimiento por lo que se considera que el reconocimiento tiene un margen de error mínimo pues no todas las imágenes son reconocidas como se esperaría; el no reconocimiento de las mismas se evidencia tanto en las imágenes que contienen un tamaño de fuente menor a 20 como en los tonos de color claro, por lo contrario las imágenes con tamaño de fuente superior a 20 y tonos de color fuerte son los indicados ya que se eliminaría por completo cualquier error en el reconocimiento, lo cual garantizaría, facilitaría y optimizaría la capacidad de aprendizaje y la mejora en la calidad de vida del usuario.

En cuanto a los resultados logrados en el desarrollo de la página web se presenta una aplicación compacta y flexible en JavaScript, el diseño de la interfaz de usuario desarrollada brinda comodidad y eficiencia al usuario, siendo ésta de fácil entendimiento y proporcionando confiabilidad al usuario; la ejecución de la base de datos garantiza un control de acceso al sistema, brindando capacidad al médico especializado de obtener información a través de la ya almacenada y su vez por medio de consultas podrá llevar un control rutinario del historial clínico del paciente.

Las herramientas que se utilizaron así como el lenguaje de programación se determinan de tal manera que no existan problemas de compatibilidad y que por ende se adapte a las diferentes tecnologías. El sistema busca mejorar la rehabilitación al permitir su integración con sistemas que fomenten la atención de los pacientes.

10. Referencias

- [1] Hernández, P. (2003). *Prototipo de un ayudante electrónico con síntesis de voz y visualización, para la comunicación de personas con pérdida auditiva*. Tesis pregrado, Universidad de la Salle, Bogotá.
- [2] Guohong, Z., Sha, L., & Xuan, W. (2004). Una aplicación de Base de datos para gestionar los datos de los pacientes con un implante coclear. *IEEEExplore*, (2). Beijing.
- [3] Jaouhar, M., Rbjean, F., & Zied, C. (2000). Una herramienta de software avanzada para la evaluación y rehabilitación de usuarios con prótesis coclear. *IEEEExplore*, (2). Canadá.
- [4] Guohong, Z., Sha, L., & Shuqiand, L. (2008). Un software de base de datos para implante coclear busca por tecnología inalámbrica. *IEEEExplore*, (2). Beijing.

- [5] Haifeng, Q., Dorman, M., & Loizou, P. (2003). Un dispositivo de teléfono de asistencia basado en la tecnología Bluetooth para usuarios de implantes cocleares. *IEEEExplore*, (11). USA.
- [6] Baljic, I., Harczos, T., Katai, A., & Klefenz, F. (2008). Efectos de retardo indebido del espectro en el reconocimiento de voz con Implantes Cocleares: un estudio de simulación. *IEEEExplore*. Ilmenau.
- [7] Balen, S., Bevilacqua, M., Da Silva, M., & Comerlatto, A. (2011). Software para la rehabilitación de niños con discapacidad auditiva. *Scielo*.



WORKSHOP

Otras tecnologías DRT4ALL

MouseField

Técnica de ayuda al apuntamiento y selección en un interfaz persona-computador basado en el movimiento de cabeza para personas con parálisis cerebral

M.A. Velasco, A. Clemotte, R. Raya, R. Ceres y E. Rocon¹

Resumen: Este artículo presenta un estudio preliminar que analiza el rendimiento de usuarios con parálisis cerebral (CP) en el manejo del ordenador a través de una interfaz inercial basada en movimientos de la cabeza y un novedoso algoritmo de facilitación del clic, MouseField. El algoritmo está basado en técnicas de botones expansibles y campos gravitatorios, de gran utilidad en interfaces de acceso alternativo al computador para personas con trastornos motores moderados y severos. Once usuarios con CP participaron en una serie de tests para la comparación del rendimiento alcanzado con una interfaz inercial de acceso al computador frente al rendimiento de esa misma complementada con MouseField. En promedio, la mejora en el rendimiento fue del 28% para tareas de apuntamiento y selección, lo cual demuestra el potencial del algoritmo para el manejo de interfaces más complejas, p.e. de comunicación alternativa-aumentativa en terapias de rehabilitación.

Abstract: This paper presents a preliminary study to evaluate the performance of users with cerebral palsy (CP) using an inertial human-computer interface (HCI) based on head movements and a

¹ Centro de Automática y Robótica, CAR UPM-CSIC. C.e.: miguel.velasco@csic.es.

novel algorithm that makes the click easier to users with disability named MouseField. The algorithm is based on expandable buttons and gravity fields, used in the design of alternative HCIs for users with mild to severe motor disorders. Eleven users with CP participated in a series of tests that analyzed the performance in a reach and click task using an inertial interface with and without the MouseField algorithm. In average, the improvement of the performance was 28% with MouseFiled. This proves that the algorithm could be applied to more complex interfaces, e.g. those for augmentative and alternative communication (AAC) to be used in rehabilitation therapies.

1. Parálisis Cerebral

Parálisis cerebral (PC) es un término que engloba una serie de trastornos permanentes pero no progresivos de índole muy diversa como consecuencia de lesiones o problemas de desarrollo del Sistema Nervioso Central tanto del feto como del niño en el alumbramiento y en sus primeros estadios.

Estos problemas cerebrales se manifiestan principalmente en disfunciones neuromotoras con alteraciones de movimientos en general y del control postural debido a disfunciones de la coordinación y del tono muscular pero igualmente también puede afectar a funciones propiamente mentales tales como la percepción, la memoria o el razonamiento [1]. La prevalencia de la PC se estima en torno a dos casos por cada mil niños siendo las causas muy diversas, tales como traumatismos e hipoxias producidos durante el parto e infecciones anteriores o posteriores al mismo.

Estas disfunciones psicomotrices mencionadas determinan una falta de autonomía personal ya que afectan a funciones directamente relacionadas con la vida diaria en sus

diferentes facetas como son la movilidad, la manipulación y la comunicación y relación con el medio físico y social.

Es universalmente aceptada la neuroplasticidad o capacidad de reorganización del sistema nervioso central con el desarrollo consiguiente de sus funciones físicas y cognitivas a partir de estímulos externos y experiencias de interacción con el medio lo que constituye una de las bases principales de los procesos de adquisición de habilidades y del aprendizaje en general [2]. Este desarrollo tiene lugar sobre todo en los primeros años de vida debiendo ser estimulado desde el nacimiento. En el caso de niños con PC, dadas las dificultades que presentan la mayoría de ellos en llevar a cabo actividades básicas de comunicación, juegos, desplazamiento y otras, que son la fuente de adquisición de conocimientos y experiencias, es preciso ofrecer una mayor atención desde los primeros años al fomento de estas experiencias.

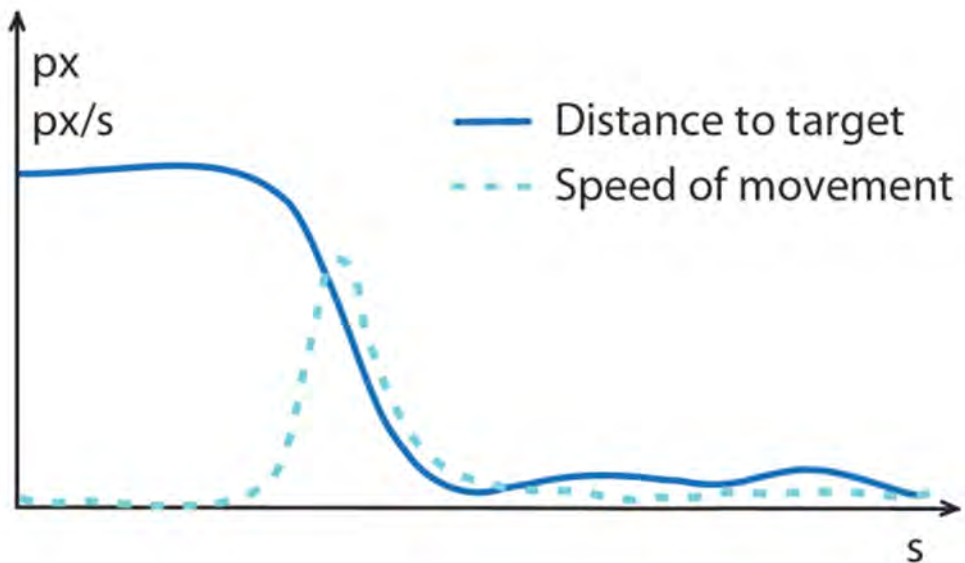


Figura 1. Velocidad de desplazamiento y distancia al objetivo en un movimiento de apuntamiento, con una primera fase balística de acercamiento seguida de una de llegada al objetivo con mayor precisión.

En este sentido es preciso subrayar el papel que están tomando los ordenadores, tabletas o *smartphones* como herramientas clave tanto para el acceso a estos medios de relación y conocimiento (Internet, redes sociales, email...) como para el control de dispositivos personales (sillas de ruedas, ortesis...) y del entorno (puertas, luces, TV...). A través de estudios recientes, se ha demostrado que el manejo habitual de video-juegos ha demostrado mejorar el rendimiento cerebral cognitivo [3] y motor [4] strength, or cardiovascular [CVS] fitness[5].

El uso del computador es aún más importante en las personas con PC ya que no pueden en muchos casos desplazarse fácilmente ni manejar elementos físicos básicos en las actividades diarias tales como libros o electrodomésticos. Desafortunadamente, esas mismas restricciones motoras les impiden manipular adecuadamente el teclado y el ratón. Es por ello que desde hace más de una década se vienen desarrollando dispositivos de acceso bien por adaptaciones de los de tipo convencional o bien por otros diferentes que tratan de aprovechar las habilidades del usuario utilizando canales alternativos. Ejemplos de estos canales alternativos son la actividad cerebral (BCI), la actividad muscular (EMG), el movimiento y postura de la cabeza o miembro superior o el seguimiento de la mirada [6].

2. El Problema del Apuntamiento

El movimiento que realiza cualquier usuario experimentado en tareas de apuntamiento puede describirse en dos fases:

- **Fase balística**, de movimientos rápidos y poco precisos que le permite acercarse al icono o botón objetivo del alcance y

- **Fase de llegada al objetivo y posado**, en la que uno o varios submovimientos de mayor precisión permiten al usuario posar el cursor sobre el objetivo.

Este modelo, que se muestra en la Figura 1 no siempre puede aplicarse a personas con algún tipo de trastorno motor. Hurst et al. enumeran los problemas que usuarios con diversos problemas de movilidad pueden tener a la hora de realizar una tarea de apuntamiento y selección así como las soluciones tradicionales para esos problemas concretos, y proponen una metodología para la generación de modelos personalizados de apuntamiento que permitan asignar algoritmos de ayuda optimizados para cada perfil. Desafortunadamente, las soluciones propuestas no fueron eficaces para usuarios con PC [7]. Según la experiencia del CSIC y sus colaboradores, lo que se observa a menudo en el caso de la PC es una mayor conservación del control motor grueso, que les permite llevar a cabo la fase balística con relativa facilidad. Por el contrario, estas personas suelen tener graves dificultades para la segunda fase de llegada y posado sobre el objetivo, ya que no han desarrollado el suficiente control motor fino. Este efecto se aprecia en la Figura 2. Para garantizar el acceso al computador de usuarios con parálisis cerebral, especialmente en los casos más severos, son necesarias las soluciones para la facilitación de tareas de apuntamiento y clic.

Desde el punto de vista de las tecnologías de ayuda a la interacción, algunas de las soluciones que han presentado resultados más prometedores son las interfaces gráficas de usuario (GUI) que implementan sistemas de predicción de la intención de clic [8] o de la trayectoria del cursor en pantalla [9], u otros como la presencia de iconos y botones expandibles [10][11] y sistemas cuyo efecto imita esa expansión [12], así como botones con campos de fuerza [13]. Otros tratan de dar un feedback que ayude al usuario durante el control [14].

2.1. Botones expandibles

Los botones expandibles están basados en la idea de que cuando se hace crecer un botón cuando el cursor está próximo al él, se reducirá el tiempo que el usuario emplea en segunda fase del apuntamiento (que antes definíamos como "llegada al objetivo y posado"). McGuffin y Balakrishnan [10] investigaron las ventajas derivadas de implementar este tipo de sistema y demostraron que existe una mejora en el rendimiento, incluso cuando los botones comienzan a crecer cuando el cursor se encuentra a menos del 10% de la distancia total de alcance. Tal y como los propios McGuffin y Balakrishnan, así como Zhai et al. hacen constar [15], los botones expandibles dejan de ser una solución válida cuando se trabaja con botones o iconos en mosaico. En ese caso, un botón que se encontrase dentro de la trayectoria entre la posición del cursor y el objetivo del alcance podría llegar a expandirse de manera no deseada y dificultar e incluso imposibilitar la acción. Los ele-

mentos, como éstos, que dificultan los movimientos de apuntamiento y selección en interfaces gráficas de usuario se denominan *distracciones*. El algoritmo diseñado redujo en un 12% el tiempo de apuntamiento.

2.2. Campos de fuerza

Los campos o pozos de fuerza tratan de facilitar los movimientos de alcance y selección dentro de una GUI mediante la reducción o

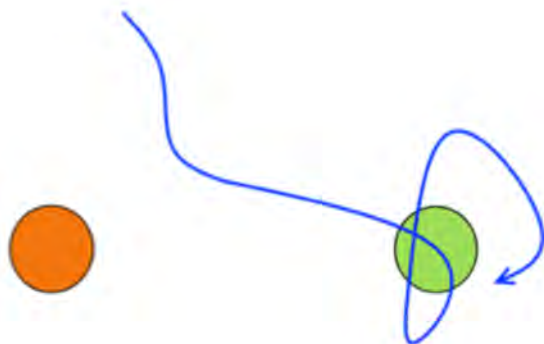


Figura 2. Trayectoria de apuntamiento en ausencia de control motor fino. El usuario aproxima el cursor al botón verde de manera correcta pero no es capaz de detenerlo sobre el objetivo para la consecución del clic.

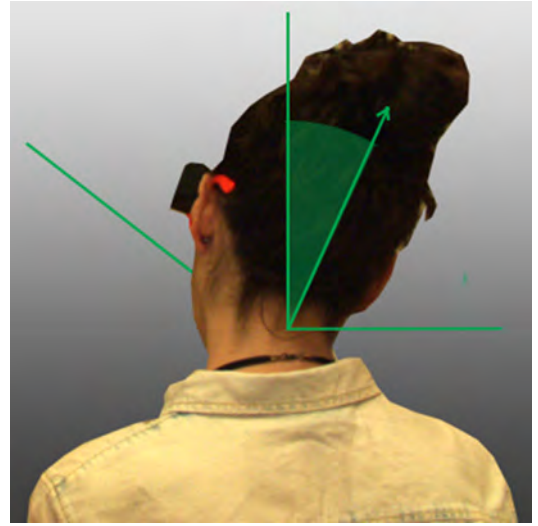


Figura 3. Interfaz inercial Werium.

eliminación completa de la fase de posado en el objetivo. Biswas y Langdon [13] presentaron un sencillo algoritmo de facilitación del clic que arrastraba el cursor hasta el centro de un botón o icono cuando el cursor llegaba a los bordes del mismo. El estudio demostró que las distracciones, de la misma manera que sucedía con los botones expandibles, constituían una importante limitación cuando se trabajaba con botones muy próximos entre sí y que podían interponerse en la trayectoria de apuntamiento.

De esa manera, se diseñó una estrategia de huida, por la cual el cursor era “liberado” si no se

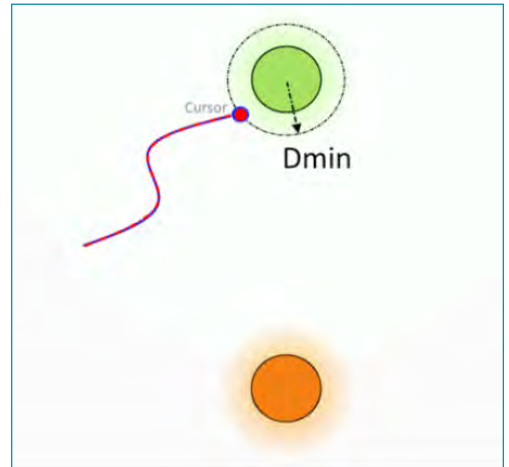


Figura 4. Funcionamiento de MouseField. El cursor queda atrapado dentro del campo de fuerza del botón verde al acercarse a una distancia del centro del botón menor a D_{min} .

había producido ningún clic tras un tiempo de 1.5 segundos desde su entrada en el campo de fuerza. El estudio demostró que los campos de fuerza reducían significativamente el tiempo de apuntamiento para usuarios con parálisis cerebral usando tanto ratones convencionales como Trackball o una interfaz inercial basada en movimientos del brazo.

Hurst et al. presentaron un algoritmo que para crear pseudocampos de fuerza sobre aquellos lugares en los que, según un historial reciente de movimientos, existe una mayor probabilidad de que el usuario quiera posarse [16]. El hecho de que el algoritmo no necesite conocer la posición de los elementos sobre la pantalla supone una ventaja clara sobre otros algoritmos de facilitación, aunque si se quiere llevar a perfiles de discapacidad tan heterogéneos como los de la PC cabría realizar un estudio exhaustivo sobre el tiempo de aprendizaje que este algoritmo requiere y su eficacia para diferentes perfiles de trastorno motor.

3. La Interfaz Werium

La interfaz Werium (Werium Solutions S.L.), ver Figura 3, permite a usuarios con trastornos motores severos el control del cursor del ordenador a través de movimientos de la cabeza y consiste en un sistema de soporte en la cabeza y un sensor de medida inercial (IMU). El IMU integra un giróscopo, un acelerómetro y un magnetómetro tridimensionales. La estimación de la orientación de rotación tiene una resolución de 0.05° y una precisión estática menor que 1° y dinámica de 2° RMS y se basa en los datos medidos por acelerómetro, magnetómetro y giróscopo. Los tres ángulos de Euler α , β y γ (correspondientes a los planos frontal, sagital y transversal) se calculan a partir de la matriz:

$$R_{GS} = R_S \cdot (R_G)^{-1}$$

donde R_G se define como la matriz de rotación del sistema de referencia correspondiente a una posición neutral de la cabeza (frente a la pantalla, mirando al centro de ésta) y R_S es la matriz de rotación que describe la orientación del sensor en cada muestra.

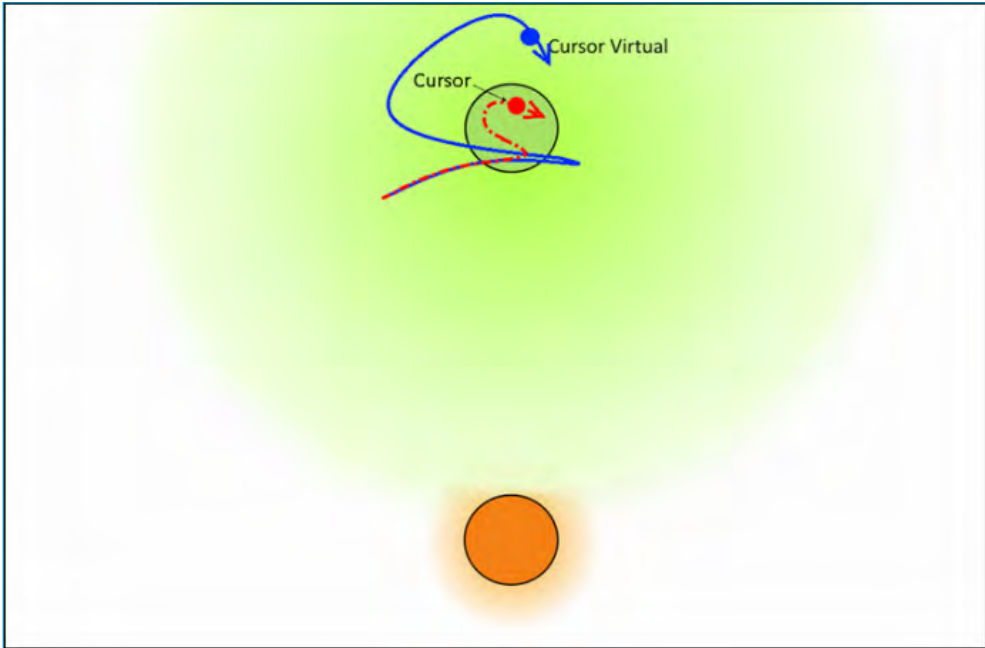


Figura 5. Modificación de la trayectoria del cursor dentro del campo de fuerza. En color rojo, la nueva trayectoria; en azul, la trayectoria sin Mousefield.

$$\begin{aligned}\alpha &= \text{atan} \left(-\frac{R_{GS}(2,3)}{R_{GS}(3,3)} \right) \\ \beta &= \text{asin} (R_{GS}(1,3)) \\ \gamma &= \text{atan} \left(-\frac{R_{GS}(1,2)}{R_{GS}(1,1)} \right)\end{aligned}$$

El cursor se controla a través de lo que se ha denominado un *control absoluto*, por el cual existe una relación unívoca entre la orientación de la cabeza y la posición del cursor en la pantalla. A través de la configuración de un rango de movimiento (ROM) predefinido para la interfaz, el usuario será capaz de llegar a todos los píxeles de la pantalla.

Por otro lado, un Filtro de Kalman Robusto (FKR) facilita el control del cursor mediante el suavizado de los efectos que los movimientos involuntarios de la cabeza del usuario puedan tener en la trayectoria del cursor. El filtro adaptativo reduce drásticamente los submovimientos alrededor del objetivo durante la segunda fase del apuntamiento (de posado sobre el objetivo) y el tiempo global de apuntamiento [17]there are few evidences from motor disabled community (e.g., CP.

El clic sobre un botón o icono se realiza mediante un tiempo de permanencia, es decir, se lanzará un comando de clic cuando el cursor permanezca dentro de un área predeterminada (en términos de desviación estándar) durante un intervalo de tiempo predefinido. Si bien diversos estudios han comprobado la usabilidad de la interfaz y su idoneidad para el acceso al computador de personas con parálisis cerebral, se cree que aún existe un margen de mejora en su rendimiento, especialmente para aquellos usuarios que conservan o que han desarrollado un peor control motor fino.

4. Técnica MouseField

El objetivo de este estudio es el desarrollo de un algoritmo que facilite el apuntamiento con la interfaz inercial Werium. MouseField está pensado para aquellos usuarios de Werium que demuestran habilidad para desplazar el cursor hacia la cualquier zona de la pantalla, pero tienen grandes dificulta-

des a la hora de detener el cursor y situarlo sobre un icono o botón el tiempo suficiente como para hacer un clic por tiempo de permanencia. Se busca que un mayor número de usuarios puedan acceder a terapias de rehabilitación a través de plataformas informáticas. La solución propuesta integra las técnicas de objetivos expandibles y campos de fuerza, descritas en los apartados 2.1. Botones expandibles y 2.2. Campos de fuerza, respectivamente.

El funcionamiento de MouseField se basa en el control absoluto de la interfaz inercial de Werium. De hecho, cuando el cursor no se encuentra bajo la influencia de alguno de los botones los dos algoritmos son indistinguibles para el usuario. El cursor se desplaza con los movimientos de la cabeza en función de cuál sea el Rango de Movimiento (ROM) escogido por el terapeuta. Los parámetros a configurar además del ROM son 3: distancia mínima, distancia máxima y la fuerza del campo.

- Distancia mínima ($D_{\min}$) establece la distancia a la cual el cursor debe acercarse a un botón circular para que caiga bajo el efecto de su gravedad y quede pegado a éste. Por ejemplo, si la distancia mínima es del 50% del tamaño del objetivo, el cursor quedará atrapado simplemente con tocar el borde del mismo.
- Distancia máxima ($D_{\max}$) establece la distancia (como un porcentaje de la distancia entre los botones del rosco) para la cual el cursor escapa del campo de fuerza del botón.
- Fuerza del campo (F). Cuanto mayor sea el valor de F , mayor es la limitación en el movimiento del cursor cuando éste está siendo atraído por un botón. Se facilita el clic por tiempo de permanencia, pero a la vez se dificulta la fuga del campo de fuerza. Por ejemplo, con $F=0$ el sistema se comporta como si utilizásemos el control tradicional de Werium.

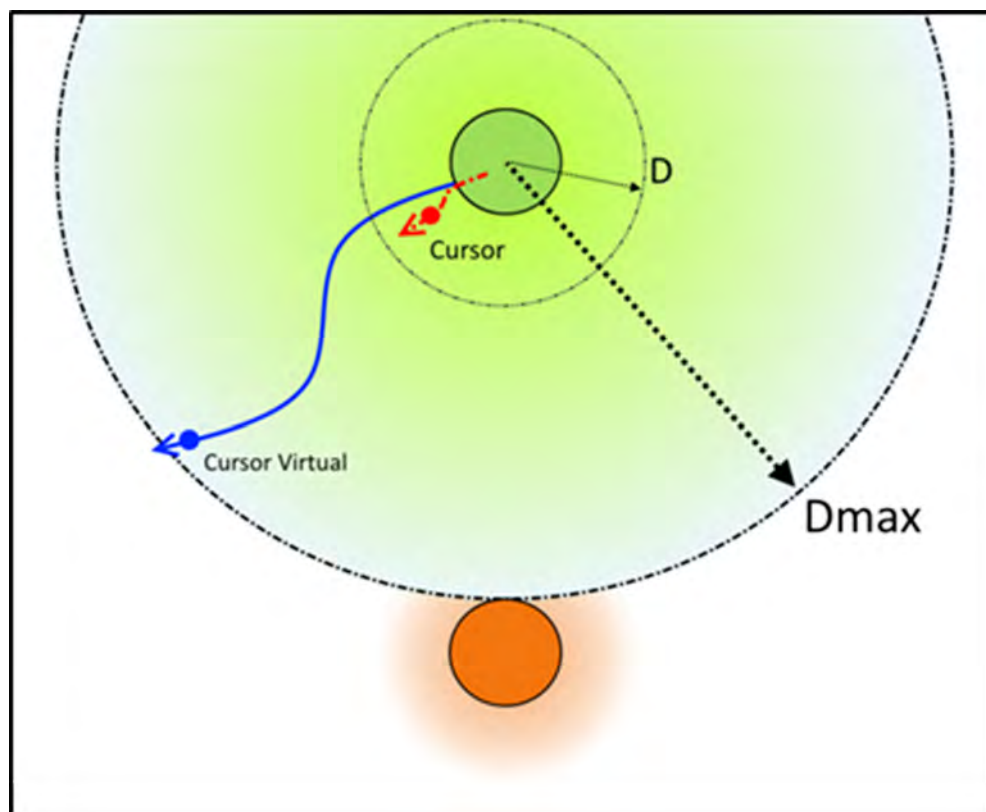


Figura 6. Ejemplo de fuga del campo de fuerza de MouseField. El usuario desplaza el cursor (rojo) a una distancia que sería la equivalente a D_{max} en caso de que el campo de fuerza fuese nulo (azul).

Cuando el cursor cae atrapado en el campo de fuerza de uno de los botones (ver Figura 4), se reduce su movilidad. El efecto sería el mismo que si se aumentase el ROM: el usuario tendrá que hacer movimientos de cabeza mucho más amplios para alejarse del botón, según el valor del parámetro F .

Los efectos del campo de fuerza sobre el cursor pueden observarse en la Figura 5. La curva azul muestra la trayectoria que trazaría el cursor si el usuario trabajase con el modo tradicional, con movimientos erráticos alrededor del botón que no permiten el clic por tiempo de permanencia. La curva

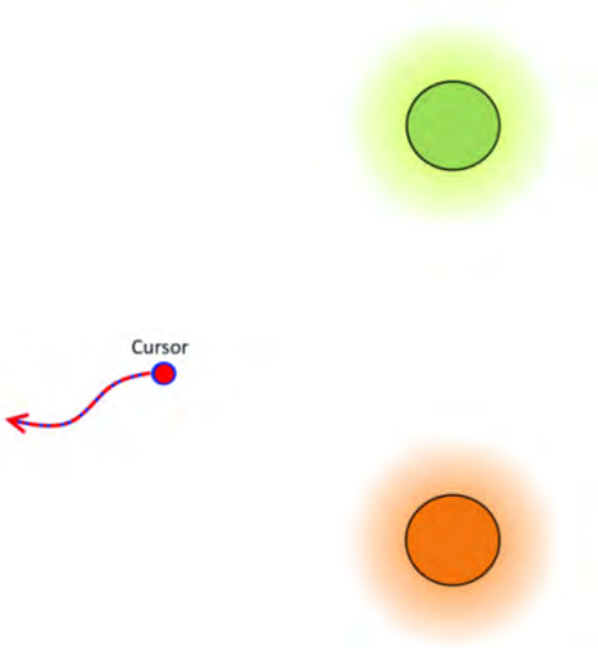


Figura 7. Cursor liberado del campo de fuerza del botón verde. En este momento el cursor podría caer atrapado por los campos de ambos botones.

roja muestra la nueva trayectoria: el usuario puede desplazar el cursor con los movimientos de su cabeza, pero éste movimiento está mucho más limitado para que no salga de límites del botón debido a sus movimientos involuntarios. El cursor se libera del campo de fuerza al completarse el clic por tiempo de permanencia, o ejecutando una maniobra para fugarse del campo de fuerza.

La Figura 6 muestra un ejemplo de la estrategia de salida o fuga del campo de fuerza de manera voluntaria. En este caso el usuario ha quedado atrapado en el campo de fuerza del botón verde pero en realidad su objetivo es hacer clic sobre el botón naranja. Escapará de la zona de atracción del cursor si desplaza el cursor a una distancia mayor que D . El movimiento de cabeza necesario para ello correspondería a desplazar el cursor a una distancia $D_{\max}$ con el control absolu-

to tradicional. Tras escapar del campo de fuerza, el cursor y la GUI vuelven al comportamiento habitual, como se observa en la Figura 7.

De manera independiente al funcionamiento del campo de fuerza, la expansión de los botones (no representado en las figuras anteriores) se producirá cada vez que el cursor se sitúe sobre uno de ellos, hasta alcanzar un tamaño del 150% del tamaño original. El botón volverá a encoger en el momento en el que el cursor abandone el área del botón, tanto si se realiza un clic como si se ha producido un movimiento de "fuga" como el de las Figuras 6 y 7.

5. Pruebas con Usuarios

Para la validación de la plataforma con usuarios con parálisis cerebral se ha llevado un estudio multicentro en colaboración con la Asociación para la ayuda a la atención al parálítico cerebral de Madrid, ATENPACE, y el Colegio de Educación Especial Hospital de San Rafael.

5.1. Participantes

En total se pudo contar con 11 usuarios con parálisis cerebral para un total de 9 sesiones de trabajo en un periodo de tiempo de 8 semanas. Los usuarios tienen edades comprendidas entre 6 y 30 años y, en cuanto a la clasificación funcional y su experiencia con interfaces de acceso al computador, estos mayoritariamente se encuentran en los niveles IV y V de la Manual Ability Classification System (MACS) y en los niveles IV y V de la Gross Motor Function Classification System (GM-FCS), con la excepción de uno de los usuarios que se encuentran en el nivel III. Su experiencia con interfaces de acceso al computador va desde el manejo de teclado y ratón con-

vencional o touchpads, joysticks y tablets táctiles. Algunos de ellos tienen experiencia con eyetrackers.

Aunque la población objetivo de los programas de rehabilitación cognitiva a través del ordenador con el fin de aprovechar la plasticidad cerebral son niños, incluir a adultos en el estudio nos permite una mayor muestra que comprenda el mayor número de perfiles de trastorno motor.

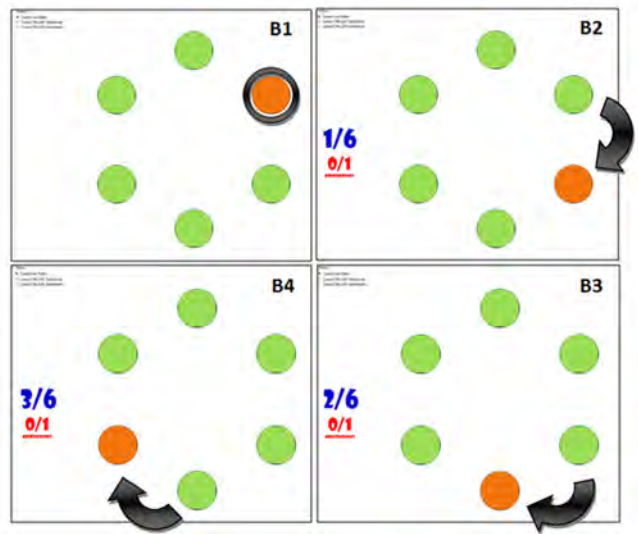


Figura 8. Secuencia de ejecución de las subtareas de apuntamiento y clic para un ejercicio con la interfaz Werium y MouseField.

5.2. Descripción de la Sesión de Trabajo

Las sesiones de trabajo se dividieron en dos partes bien diferenciadas: una primera parte de entrenamiento y una segunda de ejercicios.

En el entrenamiento los participantes tuvieron tiempo de familiarizarse con el manejo de la interfaz inercial de Werium y una serie de videojuegos sencillos durante un tiempo aproximado de 5 minutos. Esta fase sirvió además para comprobar que la calibración de la interfaz se había realizado correctamente antes de pasar a la fase de ejercicios.

La Figura 8 muestra el tipo de ejercicio que los participantes han llevado a cabo para realizar la validación del algoritmo de facilitación con la interfaz inercial. El ejercicio cuenta con 6 niveles de dificultad, a los cuales se accede de manera se-

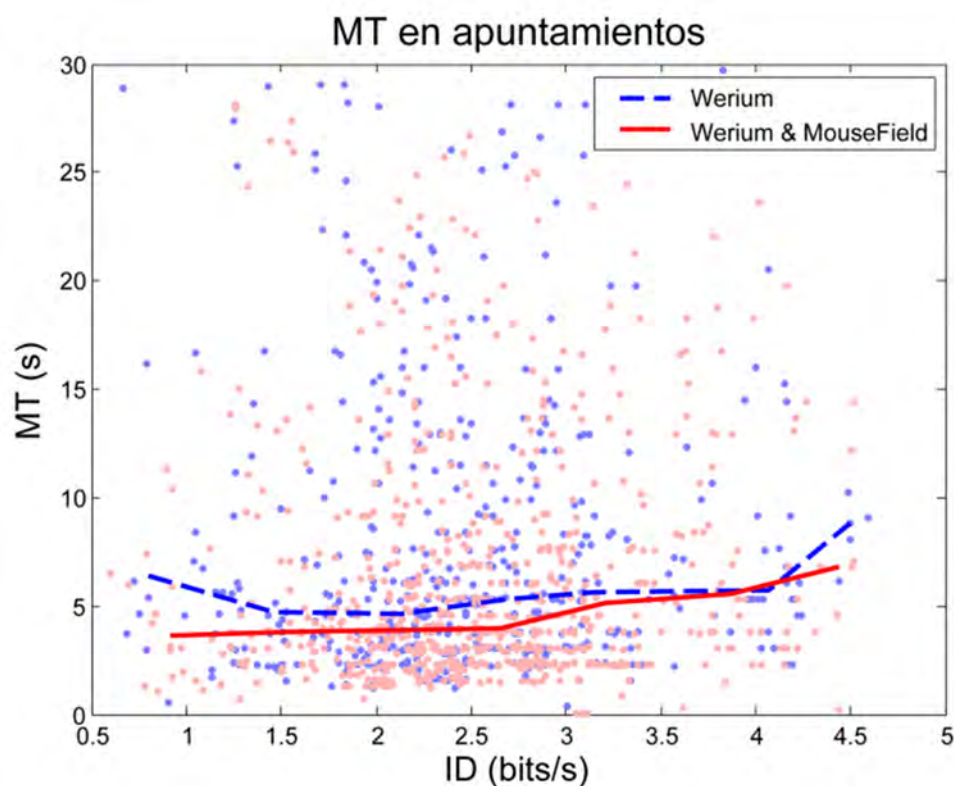


Figura 9. Representación del Tiempo de alcance (MT) frente al índice de Dificultad (ID) de los participantes durante los ejercicios de apuntamiento y clic. Las líneas muestran el valor medio de MT estimado para una serie de valores de ID.

cuencial, de modo que la separación entre botones cada vez es mayor y el tamaño de estos, menor. En el estudio, cada participante se enfrentó a estos 6 niveles en primer lugar con MouseField habilitado y, por último, con el control absoluto tradicional. En el caso de que un usuario no fuese capaz de superar uno de los niveles, se aceptaron como buenos los registros de los niveles anteriores y se dio por finalizada la sesión.

El orden de las pruebas (comienzo con MouseField activado para después pasar al manejo de la interfaz sin facilitación del apuntamiento) se decidió por el equipo de terapeutas con el

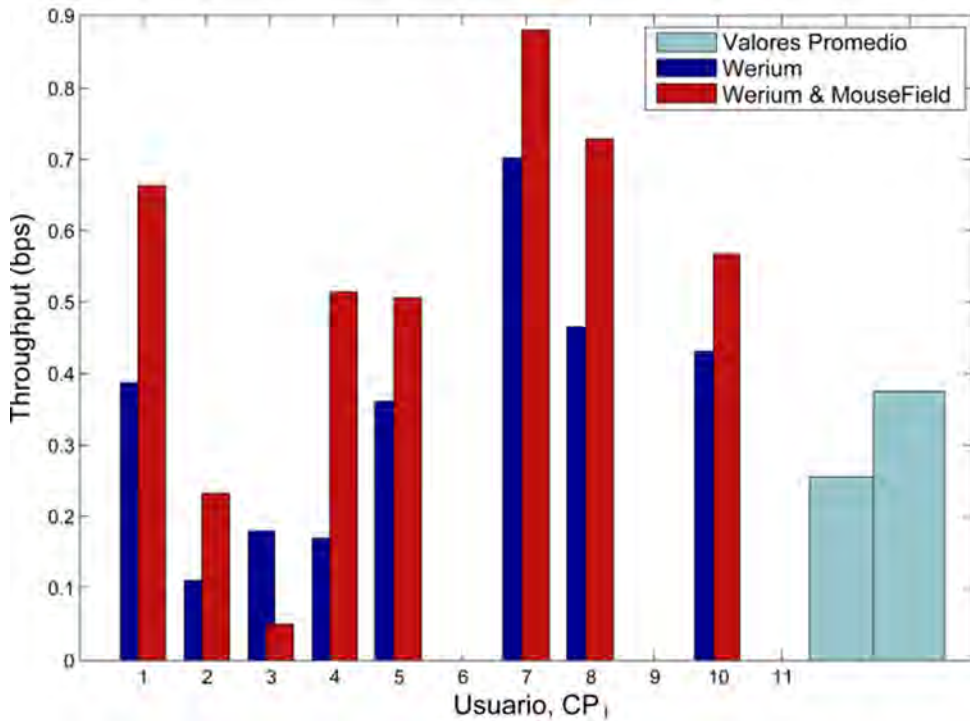


Figura 10. Comparación de los Throughput estimados para la medida del rendimiento en tareas de apuntamiento y clic. Los usuarios CP6, CP9 y CP11 no completaron ejercicios con el control absoluto tradicional de Werium.

fin de establecer un criterio de dificultad creciente que supusiese un reto para los usuarios y mejorase su implicación en las pruebas. La duración total de la sesión de trabajo (montaje y calibración de la interfaz, ejercicios con y sin MouseField y periodos de descanso) no sobrepasó en ningún caso los 20 minutos y además se permitieron esos pequeños descansos entre pruebas siempre que los usuarios lo solicitaran, por lo que, en general, no se considera que la fatiga tenga un efecto significativo en los resultados de las pruebas. Aquellas pruebas en las que la fatiga o el desinterés parecían aflorar en los usuarios fueron descartadas de cara al análisis final de los datos.

5.3. Métricas de Validación

Para la comparación de los rendimientos de los usuarios con los dos sistemas (Werium tradicional y Werium junto con MouseField) se utilizarán principalmente dos métricas: el tiempo de alcance (o según sus siglas en inglés Movement Time, MT) y el Throughput (TP). El Throughput se define según el estándar "ISO 9241-Parte 9. Requisitos para dispositivos de entrada diferentes al teclado" como una métrica válida para la cuantificación del rendimiento en una tarea de apuntamiento. Se basa en el tiempo de alcance o apuntamiento (MT) y el índice de dificultad (ID) de la tarea, que a su vez depende de la distancia a la cual se encuentra el objetivo (D) y del tamaño de éste (W).

$$ID = \log_2 \left(\frac{D}{W} + 1 \right)$$

$$TP = \frac{ID}{MT}$$

6. Resultados y Discusión

Como se esperaba, no todos los participantes fueron capaces de completar los 6 niveles de dificultad que se plantearon en el ejercicio. Con el control original, sin ayuda al apuntamiento, únicamente 3 usuarios completaron el sexto nivel. Tres más llegaron al 5º, dos alcanzaron el 3º y 4º respectivamente, y 2 llegaron a completar el primer nivel. Tres usuarios ni siquiera intentaron el primer nivel. Mousefield facilitó enormemente la tarea a todos los usuarios: 9 de ellos completaron el 6º nivel y otro más llegó hasta el 5º. Únicamente un usuario se quedó en el primer nivel de dificultad.

De los resultados se desprende que el tiempo requerido por los usuarios para completar las tareas de apuntamiento fue menor en el caso de utilizar Mouse-Field como se observa en la Figura 9. Los valores estimados de MT para los apuntamientos con y sin ayuda fueron 4.56 s y 5.48 s respectivamente.

En valor promedio, la incorporación del algoritmo Mouse-field permitió a los usuarios mejorar su rendimiento en tareas de apuntamiento y clic cerca de un 28% según los valores medidos de TP. Tras 8 semanas de pruebas, el Throughput medido con el control absoluto tradicional de Werium fue de 0.232 bits/s, mientras que el alcanzado tras incorporar la ayuda al apuntamiento fue de 0.3 bits/s. Los valores promedio de TP de cada usuario de manera individualizada se pueden ver en la Figura 10. En ella se muestran los TP promedio de cada usuario para el control absoluto tradicional (barra azul) y el control con la ayuda de MouseField (barra roja). Del gráfico de barras se concluye que todos los participantes, con la excepción de CP3, mejoraron su rendimiento al utilizar la ayuda al apuntamiento. Además, haciendo un promediado de todos los usuarios, observamos una mejora clara en el Throughput.

En general, todos los usuarios mostraron facilidad para manejar la interfaz inercial de Werium. Todos ellos fueron capaces de desplazar el cursor del ordenador de manera controlada, aunque un gran número de ellos tuvieron problemas para realizar la selección (mediante clic) de botones, especialmente si estos eran de tamaño menor a los 500 píxeles de diámetro. Todos ellos, con la excepción de CP3, mejoraron su rendimiento gracias a las ayudas al apuntamiento ideadas con Mousefield. Tanto la expansión de los botones como los campos de fuerza fueron del agrado de los usuarios, alcanzaron los más altos niveles de dificultad con rapidez y menor esfuerzo. Tal y como describían algunos de los estudios presentados en las secciones 2 y 2.2 se observaron casos de “distracciones”. Dichas distracciones aparecieron principalmente

en los primeros niveles de dificultad, cuando los botones eran de mayor diámetro y estaban más próximos entre sí. En esos casos, los campos de fuerza de botones adyacentes al objetivo podían atrapar al cursor en su trayectoria de apuntamiento y dificultar la tarea. En cualquier caso, la Figura 10 muestra cómo los tiempos de alcance (MT) para índices de dificultad bajos también son menores con MouseField.

En estudios futuros se trabajará con la optimización de los parámetros $D_{\min}$, $D_{\max}$ y F para maximizar el Throughput en tareas de alcance y minimizar el efecto de las “distracciones” en caso de botones muy próximos entre sí o distribuidos en mosaico.

Se dio el caso de algunos participantes que no lograron completar los últimos niveles del ejercicio debido a limitaciones visuales, ya que sus problemas de visión no les permitían distinguir la posición de los objetivos. Los autores creen que ese dato es un buen indicativo de hasta qué punto se ha podido compensar la limitación motora de estos usuarios, de modo que ahora son otros los factores los que impiden el acceso al computador. Factores con los que se puede lidiar con relativa facilidad mediante el ajuste del tamaño de los botones en pantalla o el uso de colecciones de colores personalizadas de alto contraste.

8. Agradecimientos

Los autores quieren dar las gracias a los equipos de ATENPACE y el C.E.E. Hospital San Rafael, por el esfuerzo realizado para la realización de las pruebas y sus consejos para la mejora de la técnica. También a ASPACE Cantabria por su colaboración en los trabajos de desarrollo de la interfaz y la técnica. Este trabajo se encuentra en el marco del Proyecto INTERPLAY, financiado por MINECO RTC-2014-1812-1.

9. Referencias

- [1] C. Cans, "Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 42, no. 12, pp. 816–824, Feb. 2007.
- [2] M. V. Johnston, "Plasticity in the developing brain: implications for rehabilitation," *Dev. Disabil. Res. Rev.*, vol. 15, no. 2, pp. 94–101, 2009.
- [3] D. Gong, H. He, D. Liu, W. Ma, L. Dong, C. Luo, and D. Yao, "Enhanced functional connectivity and increased gray matter volume of insula related to action video game playing," *Sci. Rep.*, vol. 5, p. 9763, 2015.
- [4] D. Fehlings, L. Switzer, B. Findlay, and S. Knights, "Interactive computer play as 'motor therapy' for individuals with cerebral palsy," *Semin. Pediatr. Neurol.*, vol. 20, no. 2, pp. 127–138, 2013.
- [5] D. C. Rios, T. Gilbertson, S. W. McCoy, R. Price, K. Gutman, K. E. F. Miller, a Fechko, and C. T. Moritz, "NeuroGame Therapy to improve wrist control in children with cerebral palsy: a case series," *Dev. Neurorehabil.*, vol. 16, no. 6, pp. 398–409, 2013.
- [6] J. M. Azorín, R. Ceres, A. Frizera, and T. Freire, *La Interacción de Personas con Discapacidad con el Computador: Experiencias y Posibilidades en Iberoamérica*. 2013.
- [7] A. Hurst, S. E. Hudson, J. Mankoff, S. Trewin, P. O. Box, and Y. H. Ny, "Automatically Detecting Pointing Performance," *Proc. 13th Int. Conf. Intell. user interfaces*, pp. 11–19, 2008.
- [8] P. T. Pasqual and J. O. Wobbrock, "Mouse pointing endpoint prediction using kinematic template matching," *Proc. 32nd Annu. ACM Conf. Hum. factors Comput. Syst. - CHI '14*, pp. 743–752, 2014.
- [9] J. O. Wobbrock, J. Fogarty, S. Liu, S. Kimuro, and S. Harada, "The angle mouse: target-agnostic dynamic gain ad-

- justment based on angular deviation," *SIGCHI Conf. Hum. Factors Comput. Syst.*, pp. 1401–1410, 2009.
- [10] M. McGuffin and R. Balakrishnan, "Acquisition of Expanding Targets," *Proc. SIGCHI Conf. Hum. Factors Comput. Syst. Chang. our World, Chang. Ourselves (CHI '02)*, no. 4, pp. 57–64, 2002.
- [11] L. Findlater, A. Jansen, K. Shinohara, M. Dixon, P. Kamb, J. Rakita, and J. O. Wobbrock, "Enhanced Area Cursors : Reducing Fine Pointing Demands for People with Motor Impairments," *Proc. 23rd Annu. ACM Symp. User Interface Softw. Technol. - UIST '10*, pp. 153–162, 2010.
- [12] M. E. Mott and J. O. Wobbrock, "Beating the bubble," *Proc. 32nd Annu. ACM Conf. Hum. factors Comput. Syst. - CHI '14*, pp. 733–742, 2014.
- [13] P. Biswas and P. Langdon, "Investigating the gravity well algorithm to help in pointing in electronic interfaces by motor-impaired users," *J. Assist. Technol.*, vol. 5, no. 3, pp. 112–122, 2011.
- [14] G. Casiez, D. Vogel, Q. Pan, and C. Chaillou, "RubberEdge : Reducing Clutching by Combining," no. c, 2007.
- [15] S. Zhai, S. Conversy, M. Beaudouin-Lafon, and Y. Guiard, "Human on-line response to target expansion," *Proc. Conf. Hum. factors Comput. Syst. CHI 03*, no. 5, p. 177, 2003.
- [16] A. Hurst, J. Mankoff, A. K. Dey, and S. E. Hudson, "Dirty desktops: using a patina of magnetic mouse dust to make common interactor targets easier to select," *Proc. 20th Symp. User Interface Softw. Technol. - UIST '07*, pp. 183–186, 2007.
- [17] R. Raya, E. Rocon, J. a Gallego, R. Ceres, and J. L. Pons, "A robust Kalman algorithm to facilitate human-computer interaction for people with cerebral palsy, using a new interface based on inertial sensors.," *Sensors (Basel)*, vol. 12, no. 3, pp. 3049–67, Jan. 2012.

Monitorización de ejercicios y procesos de rehabilitación mediante Microsoft Kinect

Miguel A. Laguna,¹ Juan Hilario Ortiz² y Miguel A. Tejero¹

Resumen: Una de las aplicaciones más notables del paradigma de computación pervasiva es el desarrollo de asistentes inteligentes para aumentar la autonomía personal de las personas mayores. En este contexto, una de las recomendaciones más frecuentes es la realización diaria de ejercicio físico. La primera parte del artículo presenta una aplicación de monitorización remota de ejercicios, basada en el sensor Kinect de Microsoft. Aunque controlar la actividad física es útil, nuestra propuesta actual es más ambiciosa ya que propone un sistema mejorado que permite el seguimiento de los procesos de rehabilitación física. El sistema desarrollado a tal fin utiliza Kinect para medir cuantitativamente la mejora de la movilidad de las extremidades superiores durante la rehabilitación.

Abstract: One of the most remarkable applications of the pervasive computing paradigm is the development of smart assistants to increase the personal autonomy of the elderly. In this context, one of the more frequent recommendations is the realization of daily exercise. The first part of the article presents an application of remote monitoring of exercises, based on the Microsoft's Kinect

1 Grupo GIRO, Universidad de Valladolid. C.e.: mlaguna@infor.uva.es; miguelangeltr@gmail.com.

2 ORHU. Terapia Ocup. y Neurorehabilitación. C.e.: hilariortiz@gmail.com.

sensor. Although controlling the physical activity is helpful, our current proposal is more ambitious because it proposes an improved system that allows tracking the processes of physical rehabilitation. The system developed for this purpose uses Kinect to quantitatively measure the improved mobility of the upper extremities during the rehabilitation process.

1. Introducción

La noción de *salud pervasiva* ("pervasive health") ha aparecido recientemente con el objetivo de mejorar la calidad de vida de las personas con enfermedades o en situación de discapacidad (e incluso cualquier persona en general) mediante el uso de las Tecnologías de la Información y la Comunicación para el cuidado de la salud y el bienestar [1] [14]. El aumento de la esperanza de vida y del número de personas dependientes en los países desarrollados presentan nuevos retos para mejorar esa calidad de vida (en este trabajo incluimos como dependientes a pacientes, personas convalecientes, con algún grado de discapacidad, ancianos, etc.).

La calidad de vida está muy asociada con la autonomía personal, pero en el caso de las personas dependientes, ésta puede entrar en conflicto con la supervisión médica. La solución puede venir de la mano de la tecnología en forma de asistentes inteligentes y supervisión remota. Además de facilitar la autonomía, estos sistemas pueden incrementar la confianza de la persona, debido a la sensación de estar atendida. Se han desarrollado muchas aplicaciones de monitorización para la asistencia social, como las alarmas controladas mediante un pulsador. Sin embargo, se pueden utilizar también todo tipo de sensores para proporcionar datos sobre la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, etc. [14].

Hay muchos estudios que abogan por la actividad física para mejorar la sensación general de bienestar tanto física como psicológica, sobre todo en personas mayores [10]. Sin embargo la realización de un programa de ejercicios diarios puede verse obstaculizado por el riesgo de caída que la persona mayor percibe subjetivamente. La actividad física se puede monitorizar mediante el uso de cámaras convencionales y el análisis de las secuencias de imágenes obtenidas. En el caso de los sistemas que presentamos en este artículo, decidimos utilizar el sensor Microsoft Kinect [9], que detecta automáticamente la posición espacial de una persona y diferencia las partes de su cuerpo. Ambos sistemas utilizan el sensor Kinect conectado a través de USB a un ordenador que ejecuta la aplicación de forma local.

En el primer caso, la aplicación analiza las posiciones de las articulaciones del usuario proporcionadas por el sensor y los convierte en una secuencia de movimientos. Estos se comparan paso a paso con la definición del ejercicio propuesto para comprobar su correcta realización. Por otro lado, para detectar una posible caída se puede utilizar la información de las imágenes de Kinect aunque los sistemas más fiables están basados en acelerómetros. Por esa razón, proponemos detectar caídas mediante un sistema previamente desarrollado en el grupo, basado en un acelerómetro y un teléfono inteligente [8].

Finalmente la conexión entre los diferentes componentes del sistema y con un servidor central posibilita una solución global. El uso de servicios Web permite que el sistema de monitorización local envíe datos al sistema central, pero también alertas instantáneas cuando sea necesario (en particular, si se sospecha de una caída).

En una segunda versión, este sistema de monitorización se ha modificado para el control de ejercicios específicos de rehabilitación, propuestos y controlados por un terapeuta ocupacional. El sistema, en este caso, puede medir automá-

ticamente el grado de mejora conseguida en la capacidad de movimiento. La segunda parte del artículo presenta nuestra experiencia práctica en el desarrollo de un proyecto que pretende ayudar a las personas que necesitan recuperar el movimiento de las extremidades superiores. El objetivo ha sido inicialmente un grupo de pacientes hemipléjicos. Se basa, como en el sistema previo, en la monitorización mediante un sistema basado en el sensor Kinect de Microsoft (en este caso la versión 2) de una serie de ejercicios físicos específicos propuestos por un terapeuta. El sistema controla que se hagan de manera correcta y mide automáticamente el grado de mejora en la capacidad de movimiento de las extremidades en proceso de rehabilitación. En este sistema la secuencia temporal de los datos clave asociados al ejercicio (ángulos de flexión, extensión, etc.) se registran automáticamente para su análisis por el terapeuta ocupacional.

El resto del artículo se organiza de la siguiente manera: la Sección 2 establece la motivación del trabajo y un resumen de los requisitos del sistema. La Sección 3 discute las posibilidades tecnológicas de los diversos sensores y se refiere a algunas de las soluciones existentes y trabajos relacionados. Las Secciones 4 y 5 describen respectivamente el diseño e implementación del sistema de monitorización de ejercicios y el sistema de apoyo y seguimiento a procesos de rehabilitación. Finalmente, la Sección 6 concluye el artículo y resume el trabajo futuro.

2. Actividad física y rehabilitación en personas dependientes

La atención a domicilio puede aumentar la autonomía de las personas mayores y dependientes en general y reducir los costes de su cuidado. La dependencia se define por el Con-

sejo Europeo como “la necesidad de ayuda o asistencia importante para las actividades de la vida diaria” [2]. Y más específicamente como “un estado en el que la gente encuentra que, por razones relacionadas con la falta o pérdida de autonomía física, mental o intelectual, necesitan asistencia y/o ayuda importante para los actos ordinarios de la vida diaria y en particular las relativas al cuidado personal” [2]. A modo de ejemplo, en el caso de España, en 1999 el INE (Instituto Nacional de Estadística) detectó que los dependientes representan aproximadamente el 9% de la población española. De acuerdo con las proyecciones de población, el envejecimiento es un factor que aumenta significativamente el porcentaje de personas dependientes: el crecimiento previsto del 20% de personas mayores de 65 en 20 años incrementará ese porcentaje de forma significativa [6].

El objetivo principal de nuestro trabajo en sistemas de monitorización es ayudar a las personas dependientes a conseguir una mayor autonomía y mejor calidad de vida [8]. Aparte de las personas que se están recuperando de un accidente o personas con algún tipo de discapacidad, la mayoría de las personas dependientes son personas mayores. Desde el momento de la jubilación es necesario estar alerta para evitar la depresión, el estrés o simplemente situaciones de tristeza. Por lo tanto, hay que facilitar las condiciones que ayuden a su bienestar y la actividad física es una de las posibilidades que brindan beneficios psicológicos y físicos. Entre esos beneficios de la actividad física se pueden mencionar:

- Mejora la sensación general de bienestar.
- Mejora la salud física y psicológica en general.
- Ayuda a mantener un estilo de vida independiente.
- Reduce el riesgo y ayuda a controlar enfermedades como la obesidad, la diabetes, la hipercolesterolemia

- Ayuda a reducir los efectos de ciertas discapacidades y puede promover el tratamiento de algunas patologías dolorosas.
- Reduce el riesgo de caídas.

Diversos informes y programas de prevención apoyan estas afirmaciones [5] [15]. El último punto es especialmente importante: el ejercicio físico se presenta como la mejor manera de prevenir y evitar caídas. Hay factores intrínsecos y extrínsecos asociados con riesgos de caídas [5]. Los factores intrínsecos que son, por ejemplo: un historial previo de caídas, la edad y el sexo (la incidencia de caídas aumenta con la edad y en los ancianos, las mujeres se caen con más frecuencia que los hombres), que viven solas (lo que puede implicar una mayor capacidad funcional, pero las lesiones y los resultados pueden ser peores, sobre todo si la persona no puede levantarse del suelo). Los factores extrínsecos son más difíciles de identificar, pero algunos son: mala iluminación, suelos resbaladizos, calzado inadecuado, etc. En estos mismos estudios y otros relacionados se presentan distintos hallazgos [15]:

- El treinta por ciento de las personas mayores de 65 años y el 50% de los mayores de 80 caen cada año.
- Los adultos mayores que se caen una vez que son dos a tres veces más propensos a caer de nuevo antes de un año.
- De veinte a treinta por ciento de los que se caen sufren lesiones que reducen la movilidad y la independencia y aumentan el riesgo de muerte prematura.

No menos importantes son los altos costes de la salud, privados y públicos, relacionados con el cuidado y la prevención de caídas. En consecuencia, una de las recomendaciones

más frecuentes para las personas mayores es la práctica de ejercicios diarios controlados. Sin embargo, aunque esta actividad física puede prevenir las caídas, si las personas dependientes viven solas, la sensación subjetiva de riesgo de caída puede disuadirlas de realizar esos ejercicios. Para sortear este obstáculo, se propone combinar la detección de caídas y la monitorización de ejercicios.

Sin embargo, el objetivo principal de la aplicación es ayudar a las personas mayores a hacer ejercicio físico. La aplicación almacenará los ejercicios físicos, diseñados específicamente para las personas mayores como se recomienda en [10]. Diariamente, el sistema debe recopilar los datos capturados y registrar si el usuario ha realizado correctamente los ejercicios especificados en la agenda.

Como se mencionó anteriormente, para las personas que viven solas, la sensación de inseguridad provocada al realizar actividades físicas puede actuar como un obstáculo nada despreciable. Muchos de los sistemas de alarma personal existentes se basan en un botón que el usuario puede pulsar (y que envía una señal inalámbrica a una consola que llama automáticamente a un centro de vigilancia). Sin embargo, en este caso, este sistema no es totalmente satisfactorio porque si el dependiente pierde la consciencia o la capacidad de movimiento, el sistema no se activará automáticamente. Por estas razones, el sistema no puede ser diseñado simplemente como un videojuego. La aplicación (o uno de sus subsistemas) debe detectar si el usuario ha caído y cuando esto ocurra enviar una alerta a un sistema de control, de modo que el personal de asistencia pueda conocer la situación de la persona tan pronto como sea posible. Las caídas accidentales pueden detectarse con un sistema basado en acelerómetro y un algoritmo adecuado. Además, también se pueden utilizar las imágenes proporcionadas por la cámara Kinect, por lo que el sistema puede combinar la información de las dos fuentes

disponibles (datos del acelerómetro y análisis de imágenes). En este contexto, el grupo GIRO ha desarrollado varios proyectos de monitorización de caídas [8] para diversas plataformas fijas y móviles.

Las pruebas del prototipo que desarrollamos con la primera versión del sensor Kinect despertaron el interés de los profesionales de la rehabilitación como una posibilidad de mejorar los resultados y el control de los procesos de recuperación. La colaboración con el segundo autor de este trabajo ha permitido centrarnos en los ejercicios más adecuados (en lugar de utilizar ejercicios libremente elegidos). Además de comprobar la realización de los ejercicios, el sistema debe registrar los parámetros detallados (posiciones y ángulos alcanzados, duración del ejercicio, etc.) que sirvan al terapeuta encargado de la monitorización para comprobar las mejoras producidas. Esto hace que la aplicación se pueda emplear en procesos de rehabilitación después de una caída, ictus, accidente, etc. En resumen, los objetivos principales de estas propuestas eran:

- Gestionar una agenda con los ejercicios físicos que debe realizar una persona.
- Detectar automáticamente mediante el sensor Kinect la realización correcta de estos ejercicios y actualizar la agenda.
- En el caso de aplicar un programa específico de rehabilitación, registrar las mejoras utilizando las medidas de los ángulos de flexión, extensión, etc. alcanzados.

La aplicación puede combinarse con alguno de los sistemas de detección de caídas diseñados para dispositivos móviles u ordenadores de sobremesa [8], desarrollados previamente en nuestro grupo de investigación, y que cubren los objetivos secundarios:

- Comunicar una alerta de caída al sistema central de vigilancia (o a un número de teléfono configurado mediante una llamadas o SMS).
- Permitir al usuario suprimir el envío de la alerta en caso de falsa alarma.

En el resto del artículo nos centraremos sobre todo en los aspectos correspondientes al primer bloque de objetivos. El lector puede consultar los artículos mencionados para detalles relacionados con la detección de caídas o el servidor central.

3. Tecnología de sensores para la monitorización de la actividad física

Los requisitos recogidos en el apartado anterior se pueden estructurar en dos bloques: requisitos de información (gestión de usuarios, definición de los ejercicios, registro de datos de ejecución, etc.) y requisitos de control (para analizar los movimientos del usuario y medir los resultados conseguidos).

En los sistemas de monitorización, la adquisición y análisis de datos de los sensores es la parte más crítica. Existe abundante literatura sobre el uso de sensores para el control remoto [1] [14]. Se revisó la literatura dedicada específicamente al seguimiento de la actividad física y la detección de caídas, centrando la búsqueda en enfoques razonables para mantener los costes lo más bajos posible. Algunos sistemas están integrados en el edificio (por ejemplo, en [1] se describe una solución basada en sensores de vibración en el suelo de una vivienda), siendo impracticable como solución realista. Hay varias propuestas que utilizan análisis de imágenes 2D y 3D, basado en movimiento y cambios en la forma [11] [12]. Estos enfoques necesitan matrices complejas de cámaras para seguir el desplazamiento de una persona en el hogar,

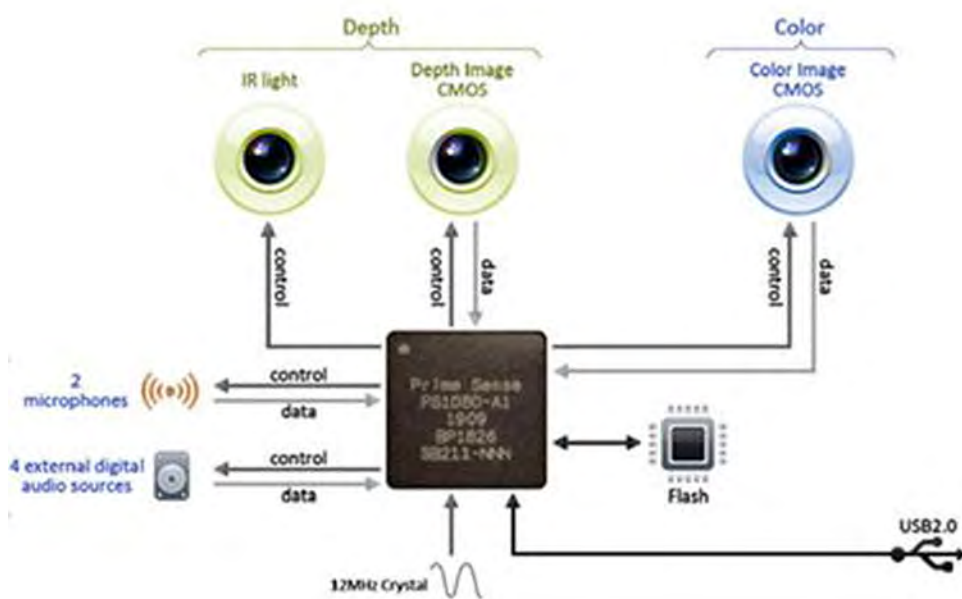
incluso en una única habitación. Los detectores de presencia son una alternativa para la detección de la actividad continua de una persona pero aunque son más baratos, la información proporcionada es menos fiable. Descartamos todas estas posibilidades, teniendo en cuenta que necesitamos un sistema más no para monitorizar una vivienda completa, sino solo un espacio reducido donde la persona debe realizar sus ejercicios. Para esa monitorización limitada, se decidió utilizar el sensor Microsoft Kinect. Este sensor detecta la posición espacial relativa de los usuarios y las diversas partes de su cuerpo y a su vez estos datos pueden ser evaluados por una aplicación que se ejecute en un PC conectado con el sensor. El sensor se está utilizando en multitud de aplicaciones distintas de los videojuegos a los que inicialmente estaba destinada. En especial, por su relación con nuestro trabajo, hay que resaltar su uso en juegos orientados a la rehabilitación, como es el caso de Virtualrehab [16]. La diferencia de nuestro enfoque está en el interés de medir cuantitativamente las mejoras.

Microsoft proporciona las bibliotecas necesarias para el desarrollo de software [9]. El sensor consiste básicamente en una cámara de infrarrojos (IR) y un proyector del mismo espectro de frecuencia, que permite recoger la información de la situación de los objetos en un espacio tridimensional delante del sensor. También dispone de una cámara estándar secundaria (Figura 1).

El proyector IR transmite una nube de puntos infrarrojos, que sigue el patrón que se muestra en la Figura 2. El patrón consta de nueve rectángulos con sus centros en blanco (la distorsión sufrida en los bordes se debe a la superficie sobre la que se proyecta el patrón). El rango de detección aproximada es de 0,8 a 4 metros desde el sensor. Sin embargo, también depende del tamaño del objeto [13]. También es posible detectar un objeto a menos de 0,8 metros desde el sensor usando el software Kinect.



(a)



(b)

Figura 1. Imagen del sensor Kinect, versiones 1 y 2 (a) y esquema del mismo (b).

La cámara de infrarrojos detecta la información variable de infrarrojos. Para proporcionar una imagen en 3D usando la cámara de infrarrojos y el patrón de proyección, el sensor Kinect

utiliza disparidad (el desplazamiento lateral entre dos imágenes retinianas correspondientes a una escena en el mundo real). Esta técnica permite calcular la distancia relativa entre dos objetos. Kinect capta los puntos proyectados y calcula cuánto ha cambiado el patrón cuando un objeto lo atraviesa. Con esta información, Kinect calcula a su vez la distancia entre el objeto y el sensor y devuelve sus coordenadas espaciales relativas. En la Figura 2a, se aprecia la pirámide imaginaria definida por el punto de observación y el plano que contiene la imagen observada. El primer plano distinguible delimita aún más la figura, lo que resulta en la pirámide truncada que define el alcance de Kinect (0,8-4 metros, véase la Figura 2b).

Microsoft proporciona un kit de desarrollo de software (SDK) [9] con un conjunto de funciones básicas para desarrollar aplicaciones basadas en Kinect. Los más interesantes son:

- *Video Stream* (cámara VGA estándar, Figura 3a).
- *Stream* de Profundidad e Índice de Jugadores (disparidad IR con el reconocimiento de jugador y una resolución de 320x240, Figura 3b).
- Seguimiento del *Esqueleto* (desde el código de la aplicación se puede activar y controlar esta posibilidad avanzada, Figura 3c).

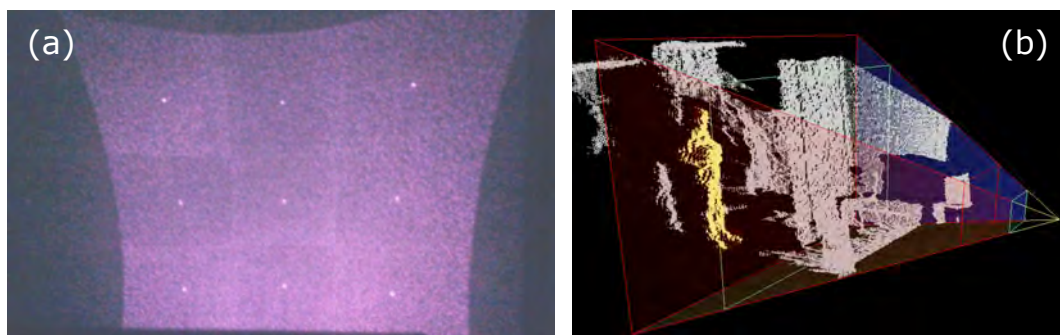


Figura 2. El patrón infrarrojo proyectado (a) y la pirámide truncada que define el rango de Kinect (b).

La tercera fuente de datos proporciona la posición espacial de las articulaciones de la persona detectada (más exactamente, 20 puntos que el algoritmo interno de Kinect identifica como la cabeza, manos, caderas, rodillas, tobillos, etc.). Esta información es muy útil para el seguimiento de la actividad, ya que un ejercicio se puede definir como una secuencia de posiciones relativas esperadas de los puntos detectados como se describe en la siguiente Sección.

Para el segundo prototipo desarrollado (específico para procesos de rehabilitación) se ha optado por estudiar el funcionamiento y las posibilidades que ofrece la nueva versión 2 del sensor Kinect, ya que incluye mejoras tanto de hardware como de software. Estas mejoras implican un avance tecnológico considerable con respecto su predecesor. El ejemplo más claro se muestra al capturar una imagen a color con la nueva Kinect. Esta tendrá una resolución óptima de 1080x1920. Además la velocidad de captura pasa a ser de hasta 30 imágenes por segundo. Otra ventaja muy útil se obtiene al comparar los puntos del cuerpo que detecta para formar el esqueleto. Este mayor potencial en la detección se puede aprovechar para controlar de forma más precisa la realización de ejercicios (generales o específicos de rehabilitación) e incluso capturar los resultados obtenidos en cuanto a mejora de movilidad de las extremidades. En este sentido, uno de los puntos clave es el mucho mayor detalle de la posición de las manos, dedos y muñeca.

Para completar la funcionalidad del sistema, se pensó en incluir la función de detección de caídas. Las caídas accidentales se pueden detectar mediante el análisis de la secuencia temporal de las imágenes capturadas, utilizando los datos obtenidos a partir de un acelerómetro, o una combinación de ambas técnicas. La primera solución es la más simple, ya que la misma aplicación puede cubrir todas las funcionalidades deseadas. El enfoque de acelerómetro es más invasivo,

aunque mucho más fiable ya que es una técnica ya probada. Las circunstancias de cada usuario final marcarán la mejor solución.

Dado el interés en el tema, muchos trabajos han abordado el desarrollo de dispositivos y algoritmos asociados para detectar caídas. Degen et al. crearon *Speedy* [3], un detector de caídas que usa un acelerómetro que se coloca como pulsera. Este dispositivo no producía falsas alarmas, pero un Era incapaz de detectar algunos tipos de caídas laterales o hacia atrás.

El detector Tunstall es un sistema comercial, desarrollado por Doughty et al. [4], que utiliza un algoritmo de detección de caídas en dos pasos. Utiliza dos sensores: uno detecta los impactos, mientras que el segundo tiene en cuenta la orientación. En resumen, cuando se detecta un impacto, se analiza la orientación del sistema durante los períodos antes y después del impacto. Si hay un cambio de orientación, se activa la alarma.

Siguiendo estas ideas, se desarrolló en el grupo de investigación un prototipo de bajo coste a partir de los requisitos validados por el personal médico de la residencia de la tercera edad que colaboraba con nosotros en el desarrollo de sistemas de monitorización. En primer lugar, se llevó a cabo un estudio experimental con los siguientes objetivos:

- Definir o adaptar un algoritmo de detección de caídas fiable que minimizara los falsos positivos y que pudiera detectar todo tipo de caídas.
- La definición de las características técnicas del sensor necesario para implementar un sistema que utilizara el algoritmo seleccionado.
- Implementar el algoritmo en un prototipo para comprobar su rendimiento en caídas simuladas y movimientos rápidos (para eliminar falsos positivos).

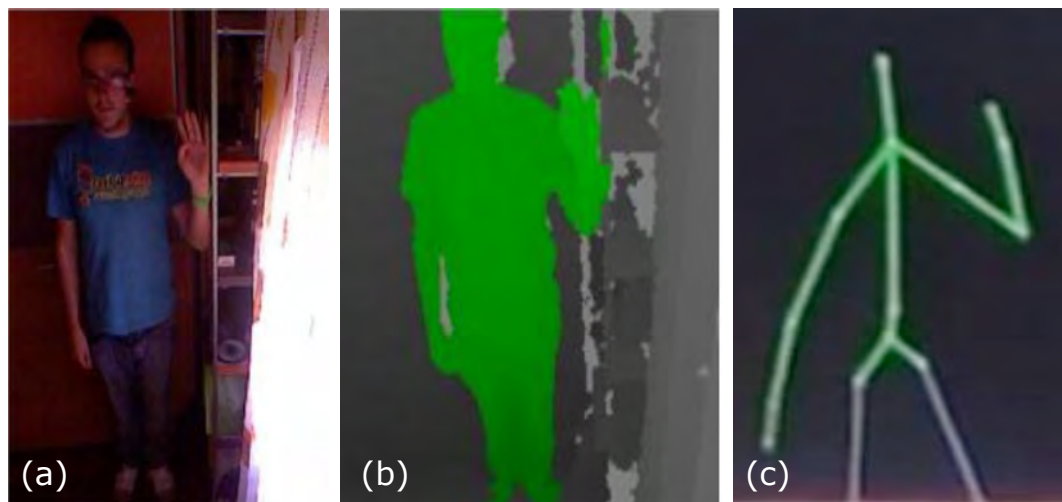


Figura 3. Stream de video (a), Profundidad e índice de Jugadores (b), y Seguimiento del esqueleto (c).

El sistema experimental utilizaba el mando de una conocida consola de videojuegos (Nintendo Wiimote) como acelerómetro conectado a través de Bluetooth con una estación de trabajo. Los resultados fueron satisfactorios tanto en la detección de caída y rechazo de falsos positivos [8]. Las pruebas se dividieron en dos grupos: movimientos normales (para detectar falsos positivos) y simulaciones de caídas realizadas por personas jóvenes, debido al alto riesgo que las caídas reales representan para las personas de edad avanzada. Para este propósito, el acelerómetro se fijó a la cadera de los sujetos y el sistema se instaló en un ordenador estándar, en el que una ventana muestra continuamente el estado del sensor registrado.

Las pruebas fueron alentadoras. En total, se realizaron 65 pruebas que simulaban caídas y el sistema identificó 55 posibles caídas con una tasa de éxito del 84,6%. En cuanto a las pruebas de movimiento normal, la tasa de éxito fue del 88,8%. El sistema registró 10 falsos positivos de las 90

pruebas realizadas. En este caso, los falsos positivos se produjeron en un tipo específico de movimiento, acostarse y levantarse de la cama de forma brusca ("saltar de la cama"). En las pruebas en las que el sujeto previamente se sentó en la cama no hubo falsos positivos. Teniendo en cuenta que las personas mayores tienen una movilidad limitada, es raro que se salgan de la cama de esa manera, por lo que el problema es de índole menor.

La experiencia se utilizó para desarrollar una solución móvil basada en un acelerómetro más pequeño descrito en la siguiente sección y fácilmente combinable con el sistema de seguimiento de la actividad física [8]. Una ventaja adicional de utilizar sistemas móviles es que si no hay conexión de datos, las alertas se envían por medio de llamadas telefónicas o mensajes SMS directamente a un teléfono predefinido. La aplicación se ha desarrollado como una línea de producto para distintas plataformas móviles. Finalmente el problema de los falsos positivos se minimizó añadiendo la posibilidad de cancelar la alerta durante unos segundos antes de su envío.

Para el estudio de las posibilidades del sensor como detector de caídas, se registraron un conjunto de vídeos simulando los tipos más frecuentes de las caídas. El conjunto era el mismo que ya habíamos utilizado para validar el sistema descrito previamente, basado en la tecnología de acelerómetros [8]. Utilizamos inicialmente tanto con los datos de la cámara IR como la VGA y el resultado de las pruebas indicó que, con el fin de asegurar la detección de caídas, era mejor aceptar un riesgo considerable de falsos positivos o confirmarla por otro medio. La razón es que si el usuario decide interrumpir el ejercicio es difícil diferenciar esa situación de una caída real.

4. Diseño e implementación del sistema inicial de monitorización de ejercicios

Como el objetivo principal del prototipo inicial era ayudar y motivar a las personas a hacer ejercicio físico, el sistema almacena los ejercicios físicos que la persona hace diariamente. El sistema recoge los datos capturados por el sensor Kinect y detecta si el usuario realiza correctamente los ejercicios especificados en la agenda, así como el número de repeticiones. Los ejercicios libres se definen utilizando el lenguaje de descripción XML. Un ejercicio es básicamente una secuencia de pasos, donde cada paso tiene un texto descriptivo que se muestra en la pantalla, y una expresión que define exactamente la posición relativa de uno de los puntos detectados por Kinect con relación a otro punto en uno de los tres ejes de referencia X, Y, Z (por ejemplo, la posición del brazo izquierdo debe ser mayor que posición de la cabeza en el eje Y). Este sencillo método permite a cualquier persona a cargo del dependiente agregar ejercicios a la colección predefinida. Para mejorar la facilidad de uso del sistema, se puede añadir un vídeo explicativo con resolución de 320x240. El resto de la información guardada en la base de datos local es la agenda diaria de ejercicios, el número de repeticiones de cada uno, y los registros de los ejercicios realizados, incluyendo el grado de realización. La pantalla principal de la aplicación muestra estos datos y ofrece la posibilidad de ver la descripción del ejercicio, confirmar su finalización, etc.

Para comprobar si el diseño de la interfaz de usuario era adecuado, se realizó una encuesta con diez usuarios típicos del sistema (personas de entre 50 y 75 años de edad). Una vez utilizado el sistema, se plantearon una serie de preguntas sobre la usabilidad del mismo. Las respuestas fueron bastante similares en preferencias de colores, tamaños de iconos y botones, su posición en la pantalla, etc. Se hicieron algunos

cambios de menor importancia y el tamaño de fuente se aumentó significativamente. También se incluyó la posibilidad de escuchar la explicación del ejercicio, leído por un sintetizador de voz, dado que era frecuente que las personas de esas edades tuvieran deficiencias visuales.

En esta versión del prototipo se investigó la opción de alertar sobre caídas aparentes de la persona monitorizada. La aplicación en sí puede usar los datos recogidos por el sensor Kinect para detectar una posible caída. Cuando esto ocurre, aparece un mensaje en la pantalla que permite al usuario cancelar la alerta (si se origina una falsa alarma). Si no se cancela, se envía una alerta al sistema central a través de Internet, de modo que el personal de asistencia pueda conocer la situación de la persona tan pronto como sea posible. Para detectar la posible caída, se utiliza la imagen IR como fuente de datos, ya que es más estable que la imagen del esqueleto y ofrece una respuesta más rápida y ventajas de privacidad sobre la opción VGA.



Figura 4. Pantalla principal del prototipo de control de ejercicios.

Los puntos de la cadera y la cabeza, obtenidos a partir del esqueleto, se han tomado como centroides superpuestos sobre la imagen de infrarrojos que ofrece una imagen plana de resolución 320x240. El procedimiento utiliza un recuadro delimitador, definido como el rectángulo mínimo que rodea un *blob* (la silueta del usuario en este caso). Mediante una línea de umbral definido, si el punto más alto del rectángulo está por debajo del umbral eso indicaría una posible caída. Mediante pruebas se concluyó que para garantizar la detección de caídas, era mejor aceptar un riesgo considerable de falsos positivos y tratar de confirmar la caída más tarde usando parámetros adicionales o simplemente permitiendo cancelar la alerta.

El umbral se fijó en la línea central de la imagen (más exactamente, la línea 120 de un total de 240 líneas). Para mejorar la detección, utilizamos un análisis temporal de forma que cuando el recuadro límite está por debajo de la línea de umbral, se analiza la variación en los momentos inmediatamente anteriores (se consideran las posiciones de los rectángulos dentro de los cuatro segundos anteriores). El sistema reconoce una caída si el usuario se mueve más de 10 líneas por segundo en cualquier momento de los cuatro segundos anteriores. Por último, también registra las variaciones de los puntos de la cabeza y la cadera, obtenidos a partir de la imagen del esqueleto. Para generar una alerta de posible caída, deben aparecer variaciones significativas en la distancia entre la cabeza y la cadera, medida en el eje X (se tomaron como referencia 10 píxeles). Las condiciones mencionadas dieron una buena relación de reconocimiento positivo de caídas contra no detectadas en las simulaciones, cercana a los datos obtenidos con un acelerómetro [8], aunque siempre asumiendo como se ha comentado la abundancia de falsos positivos.

La forma alternativa (o complementaria) de detección de caídas es utilizar una solución basada en acelerómetro, pre-

viamente desarrollado por nuestro grupo para las plataformas de Android, Symbian y Windows [8].

Aunque cualquiera de los prototipos está pensado para su utilización de manera autónoma, un valor añadido del sistema es la posibilidad de que una persona al cargo del usuario (en particular su terapeuta) pueda controlar de forma remota sus avances a medida que realiza los ejercicios de su agenda. Esta posibilidad se puede integrar con el sistema de monitorización pre-existente que permite el seguimiento de parámetros como saturación de oxígeno o ritmo cardiaco o la detección de caídas usando el acelerómetro descrito en los párrafos anteriores. Las coordenadas que la aplicación móvil envía al Sistema Central se utilizan con la API de Google Maps para representar la posición de la persona monitorizada. La información (datos de ejecución del ejercicio y las señales de alarma si es necesario) se envían mediante el protocolo HTTP, utilizando los servicios Web implementados en el sistema central. Por último, una aplicación web convencional hace que los datos a disposición del personal de asistencia utilizando un navegador de Internet [8].

5. Diseño e implementación del sistema de apoyo a la rehabilitación

Partiendo de la experiencia anterior, el interés del segundo autor de este trabajo hizo que el nuevo prototipo se centrara en la realización de ejercicios estandarizados de rehabilitación, bien documentados en la literatura. Utilizando las posiciones relativas de tres articulaciones, se puede medir el ángulo formado al realizar un movimiento. Para ello se utilizan los vectores normalizados formados por los puntos del esqueleto, es decir, los segmentos que unen las articulaciones usadas para la medición. Así, por ejemplo, en el caso del ángulo del codo

al flexionar/extender el brazo se utiliza el hombro, el codo y la muñeca (Figura 5). El resultado práctico es que mediante la captura de las tres posiciones, X, Y, Z de un conjunto de articulaciones, se puede obtener el ángulo en cualquier posición en el espacio.

El objetivo de los ejercicios de rehabilitación del prototipo en su estado actual de implementación es la recuperación progresiva del movimiento de las extremidades superiores tomando como referencia las articulaciones, hombro y codo principalmente. Los ejercicios se componen normalmente de dos fases: Flexión-Extensión y Aducción-Abducción (aunque en próximas versiones se incorporarán movimientos de rotación). Cada tipo de movimiento tiene asociado una amplitud límite que marcará el rango de valores en los que cada persona puede mantener la posición. La lista de movimientos a realizar se basa en el manual de Fisiología Articular propuesto por Kpandji [7], y sería la siguiente:

- Movimientos de flexión-extensión del codo.
- Movimientos de flexión-extensión del hombro.
- Movimientos de aducción-abducción del hombro.
- Movimientos de flexión-extensión horizontal del hombro.

Aunque es relativamente sencillo medir los ángulos de flexión o extensión durante la realización de los ejercicios de codo, no ocurre lo mismo con el resto de ejercicios. Para la flexión-extensión del hombro hay que tener en cuenta el movimiento simultáneo del tronco e introducir un punto virtual calculado, que garantice en todo momento que el ángulo medido es el real. Además, a partir de cierto ángulo el hombro se desplaza inevitablemente hacia arriba y hay que compensar ese desplazamiento utilizando relaciones trigonométricas. En el caso de la aducción-abducción del hombro, al pasar el

brazo por delante del cuerpo de nuevo se produce un desplazamiento del hombro, en este caso hacia adelante, que hay que compensar. En ambos casos, estos desplazamientos observados son consistentes con los descritos en [7]. Finalmente el movimiento de flexión-extensión horizontal del hombro presenta el problema de la posible oclusión temporal (el sensor no puede distinguir el hombro del codo o la muñeca). En este caso se introdujo un plano de referencia como ayuda para calcular el ángulo deseado. Todas estas correcciones se han introducido como resultado de las pruebas de contraste realizadas con personas de diferentes tipologías (Tabla 1). El objetivo era comprobar que el error respecto a las medidas obtenidas manualmente por el terapeuta siguiendo un protocolo establecido estaba siempre dentro del margen del 10%.

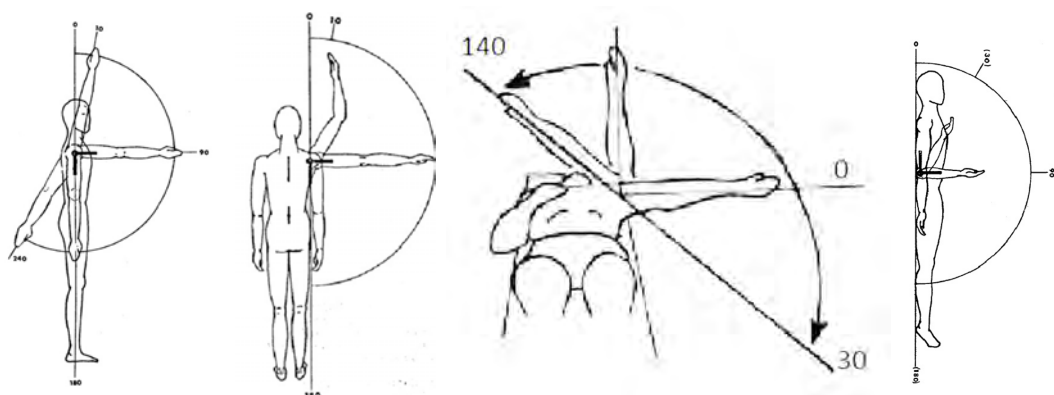


Figura 6. Algunos ejercicios de rehabilitación de extremidades superiores.

Se puede comprobar la mejora del movimiento al comparar la evolución en el tiempo de los valores de los ángulos conseguidos en cada ejercicio. Esto no sólo hará que visualmente una persona vea resultados que indiquen mejora en el movimiento, si no que implicará una mejora en su motivación para seguir el trabajo de rehabilitación. Durante la realiza-

ción del ejercicio se puede observar distinta información en el menú lateral, pudiendo elegir diversas opciones como el tipo concreto de ejercicio o el lado del cuerpo a tratar (Figura 6). La detección del ejercicio comienza cuando se pulse el botón correspondiente, mostrando entre otros datos el ángulo formado. Cuando se quieran grabar los resultados, pulsando un botón se almacenarán los datos relacionados con el ejercicio efectuado (ventana VerDatos).

La aplicación está disponible en la tienda de aplicaciones de Windows Store (PatientControl), aunque ahora mismo se encuentra en fase de validación por profesionales de Terapia ocupacional. Los requisitos de la aplicación son, además de disponer obviamente de un sensor Kinect, un ordenador personal con conexión USB 3.0 homologada y sistema operativo Microsoft Windows 8.1.

Articulación	Movimiento	Ángulos comprobados						
Hombro	Flexión*	15	30	15	90	105	135	180(160)
	Extensión	15	-15	-25	-35	-45		
	Abducción	15	30	45	90	105	135	180(160)
	Aducción	15	-20	-30				
	Flexión horizontal	15	30	45	90	105	120	135
	Extensión horizontal	15	-15	-20	-30			
Codo	Flexión	15	30	45	90	115	130	
	Extensión	R	E	T	O	R	N	O
* Ejemplo de Protocolo, Flexión de hombro: Centro goniométrico sobre la porción lateral del tubérculo mayor del húmero. Brazo proximal (fijo) paralelo a la línea axilar media del tórax. Brazo distal (móvil) paralelo a la línea media del húmero.								

Tabla 1. Pruebas de contraste realizadas con el segundo prototipo.



Figura 7. Interfaz de la aplicación de rehabilitación.

5. Conclusiones y trabajo futuro

Se ha desarrollado un sistema de seguimiento de la actividad física y de los procesos de rehabilitación basado en un sensor de bajo coste y fácil de conseguir. El objetivo inicial del prototipo experimental era el desarrollo de un sistema de monitorización personal que pudiera ser utilizado con una mínima intervención de profesionales sanitarios. El segundo objetivo era detectar posibles caídas para poder alertar a los servicios de asistencia. El prototipo implementado permite la creación de una agenda de actividades y controlar el grado de realización de los ejercicios propuestos utilizando el aná-

lisis de las imágenes. El segundo objetivo permitió probar un procedimiento integrado de detección de caídas, dando al usuario la posibilidad de cancelar falsas alarmas. El uso de aplicaciones móviles basadas en acelerómetros para detectar caídas, también desarrollados por nosotros para diversas plataformas móviles, puede confirmar la existencia de una caída. La fuente de las imágenes ha sido el sensor Kinect de Microsoft y el tratamiento de las mismas ha utilizado las bibliotecas proporcionadas por Microsoft. Esto hace que el coste sea asequible y puede convertir un ordenador personal doméstico en un sistema de seguimiento de la actividad.

La aplicación se integra sin problemas en un sistema global de monitorización remoto que hemos desarrollado. El sistema central opcionalmente puede contener datos sobre la salud y la actividad de los usuarios y se puede utilizar para controlar situaciones de riesgo genéricas, no sólo caídas y siempre con las restricciones habituales de confidencialidad sobre datos de salud de los pacientes.

Una vez que demostrada la viabilidad del sistema, y debido al interés en el campo de la fisioterapia, en particular para rehabilitación de pacientes hemipléjicos, hemos desarrollado un segundo sistema con objetivos y ejercicios más especializados. En concreto se encuentra en fase de evaluación con pacientes reales un sistema que mide no solo la realización efectiva y el número de repeticiones de los ejercicios prescritos por el terapeuta sino también el grado de mejora en los ángulos de flexión, extensión, etc. de las extremidades afectadas.

Como trabajo futuro, se prevé incorporar en los próximos meses más ejercicios para extender la funcionalidad del sistema de apoyo a la rehabilitación, siguiendo otros protocolos, por ejemplo de rehabilitación de muñeca, rodilla, etc. Una vez comprobada la utilidad del sistema para el terapeuta ocupacional, existe la posibilidad de mejorar la usabilidad del

sistema para hacerlo accesible directamente a los pacientes, aunque siempre bajo supervisión profesional.

6. Agradecimientos

Este trabajo se ha desarrollado con el apoyo de la Junta de Castilla y León, a través del segundo premio del Desafío Universidad Empresa 2014, otorgado por la FUESCYL.

7. Referencias

- [1] Alemdar, Hande, and CemErsoy. (2010). "Wireless sensor networks for healthcare: A survey." *Computer Networks* 54 (15): 2688-2710.
- [2] Council of Europe Comitee of Ministers (1998) Recommendation on Dependence (98) 9E.
- [3] Degen T., Jaeckel H., Rufer M., and. Wyss S, (2003) "SPEEDY: a fall detector in a wrist watch," *Proc. Seventh IEEE International Symposium on Wearable Computing*, pp. 184-187, "Wearable Sensors for Reliable Fall Detection".
- [4] Doughty K., Lewis R., and McIntosh A., (2000) The design of a practical and reliable fall detector for community and institutional telecare, *J. Telemed. Telecare*, 6 pp.150-154.
- [5] European Network for Safety among Elderly (EUNESE) (2006). Five-Year Strategic Plan for the Prevention of Unintentional Injuries among EU Senior Citizens, Athens.
- [6] Instituto Nacional de Estadística de España (1999) Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud de 1999 (EDDES 99).
- [7] Kapandji, A.I. (2006) "Fisiología Articular", Tomo 1, 6ª Edición, Ed. Maloine, ISBN 84-9835-002-6.

- [8] Laguna, M. A., Finat, J. (2011) Remote Monitoring and Fall Detection: Multiplatform Java based Mobile Applications. III International Workshop of Ambient Assisted Living, pp. 1-8.
- [9] Microsoft (2013) Kinect for Windows. <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/> (accedido en junio 2014).
- [10] Pont Geis, P., Altimir Losada, S. (1994) Tercera edad, actividad física y salud: teoría y práctica; Paidotribo. In Spanish.
- [11] Rougier, C., Meunier, J., St-Arnaud, A., Rousseau, J. (2007) Fall Detection from Human Shape and Motion History Using Video Surveillance. In: Proc. of AINAW, pp. 875-880.
- [12] Sixsmith A., Johnson, N. (2004) A smart sensor to detect the falls of the elderly, IEEE Pervasive Computing, vol. 3, Apr. 2004, pp. 42-47-
- [13] Smisek, J., Jancosek M., Padjla T. (2011) 3D with Kinect; Czech Technical University in Prague.
- [14] Vicente Tocino, A. et al. (2009) Personal Health Monitor. New Directions in Intelligent Interactive Multimedia Systems and Services - 2, pp 465-475-
- [15] University of Manchester (2007). How can we prevent older people falling? Lessons from ProFaNE. Prevention of Falls Network Europe.
- [16] Virtualrehab (2015) <http://www.virtualrehab.info/>.

Interfaz gestual para el acceso a plataformas digitales y control de plataformas para el ocio

G. Hornero, E. Font, J. Tejedo, O. Casas¹

Resumen: La tetraplejia y la paraplejia son discapacidades que resultan de las lesiones en la médula espinal y trastornos neuromusculares tales como la parálisis cerebral. Los pacientes que las padecen presentan diferentes niveles de movimientos y actividad motora por lo que la realización de tareas cotidianas, como puede ser el control del entorno doméstico, es en muchas ocasiones todo un reto. En este trabajo se presenta el diseño, implementación y evaluación, tanto a nivel de hardware como a nivel de software, de una nueva interfaz gestual de bajo coste y consumo, que puede ser utilizada desde diferentes partes del cuerpo y que permite el acceso a cualquier plataforma digital. Las pruebas experimentales realizadas con el sistema, tanto sobre software comercial, como con plataformas educativas y de ocio, como un telescopio y un robot Lego Mindstorm, han demostrado la posibilidad de obtener de forma cómoda hasta 6 elementos de control diferentes, y la posibilidad de realizar un control cooperativo que mejora el proceso de aprendizaje y la integración social de los usuarios.

Abstract: Quadriplegia and paraplegia are disabilities resulting from spinal cord injuries and neuromuscular disorders such as cerebral

¹ Grupo de Instrumentación, sensores e interfaces. Escuela de Ingeniería de Telecomunicaciones y Aeroespacial de Castelldefels. Universitat Politècnica de Catalunya. C.e.: gemma.hornero@upc.edu.

palsy. Patients who suffer have different levels of movement and motor activity at that performing daily tasks, such as controlling the domestic environment is often a challenge. This paper presents the design, implementation and evaluation at both hardware and software level, a new low-cost and low-consumption gesture interface, which can be used from different parts of the body and allows access to any digital platform. Experimental tests with the system, both on commercial software, as educational platforms and entertainment, telescope and a Lego Mindstorm robot, have demonstrated the possibility of collect comfortably up to 6 different control elements, and the possibility of performing a cooperative control that enhance the learning process and social integration of users.

1. Introducción

El objetivo general de la Estrategia Europea sobre Discapacidad 2010-2020 es facilitar que las personas con discapacidad puedan disfrutar de todos sus derechos y beneficiarse plenamente de una participación en la economía y la sociedad europeas. Esta Estrategia Europea identifica ocho ámbitos primordiales de actuación entre los que destaca, por su importancia, la accesibilidad. Ésta es una condición previa a la participación en la sociedad y en la economía, por lo que se propone su mejora continua y optimización en todos los ámbitos vitales: la edificación, obra civil, transportes y la educación, pero también en la cultura, el ocio, los medios de comunicación y las TIC. Se destaca especialmente la accesibilidad tecnológica, no sólo para romper la brecha digital que pueda existir y que se erige como efecto discriminador, sino tomando en consideración que las TIC suponen un instrumento óptimo para lograr una sociedad inclusiva, cohesionada, solidaria y avanzada en relación con las personas con discapacidad,

tal y como se refleja en las distintas iniciativas y líneas de acción aprobadas en materia de capacitación e inclusión en materia de TIC en el ámbito europeo (Agenda Digital para Europa, que forma parte de la Estrategia Europa 2020). Sin embargo, esta línea de actuación confronta claramente con dos problemas: un presupuesto cada vez más reducido, y la dificultad del diseño perfectamente adaptado ante una población de potenciales usuarios que presentan no sólo una gran dispersión en la edad, sino también características muy diferenciadas por su capacidad intelectual o motora.

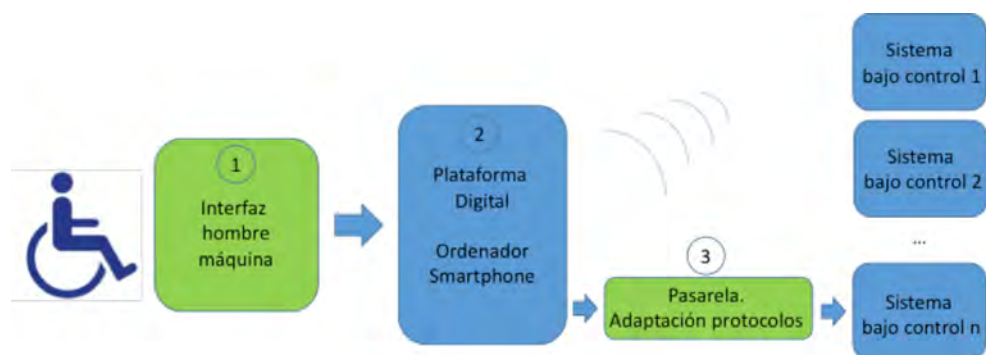


Figura 1. Arquitectura de un sistema genérico de control de sistemas para una persona con discapacidad.

Diferentes soluciones han sido propuestas, además de los tradicionales joysticks adaptados para ser controlados con diferentes partes del cuerpo, para solventar el problema de la accesibilidad TIC [1], [2] y [3]. Por ejemplo, el seguimiento de los movimientos de manos y ojos se ha utilizado para realizar actividades diarias para los pacientes con discapacidad [4]. Sistemas basados en sensores de EOG [5], plataformas de videoconsolas como Kinect [6], y videocámaras [7] se utilizan para rastrear los movimientos de los ojos, y los gestos de la mano. Estos gestos, en consecuencia, se pueden utilizar para controlar todo tipo de elementos digitales, entre otras aplica-

ciones. Estos sistemas son, sin embargo, limitados en su aplicabilidad a tetraplégicos. En primer lugar, muchos de los sensores para el reconocimiento de gestos son caros y no aptos para el uso a largo plazo. Por ejemplo, el sistema de seguimiento de los ojos requieren de cámaras de infrarrojos, y los sensores de EOG utilizan electrodos húmedos que pueden causar irritación de la piel y, sus medidas se deterioran cuando se utiliza en el largo plazo, por el incremento en la impedancia de los electrodos. En segundo lugar, las especificaciones de funcionamiento de sensores para el reconocimiento de los gestos pueden no ser aplicables a una amplia gama de pacientes con parálisis severas. Por ejemplo, los sensores de EOG presentan una precisión reducida en la detección de gestos en pacientes que sufren discapacidades oculares, mientras que los sistemas de reconocimiento de gestos de las manos y dedos no permitiría su uso con pacientes con parálisis completa en estas extremidades (tetraplégicos clase A). Por otra parte, los sensores como cámaras y plataformas de consolas de juegos asumen un movimiento controlado de las extremidades que no siempre se puede obtener con pacientes con discapacidad motora severa. Además el tamaño de algunas de estas soluciones hace que sean incómodos de utilizar fuera de entornos domésticos o educativos controlados. Por último muchas de estas soluciones, y otras presentadas como es el uso de la también muy atractiva solución de Brain computer interface BCI, requieren de procesos de calibración con cada usuario, que en muchas ocasiones se hace necesario al inicio de cada uso del sistema, lo que limita mucho su usabilidad [8].

Para solventar estas limitaciones, en este trabajo se presenta el diseño, implementación y evaluación de un sistema de control gestual de cualquier tipo de plataforma digital basado en la medida realizada por un acelerómetro triaxial. Puede ser utilizado desde diferentes partes del cuerpo, por lo que se puede adaptar a un mayor número de personas.

Su reducido tamaño y la ausencia de electrodos permiten su utilización durante largos periodos de tiempo, no requiriendo de un proceso de calibración cada vez que el usuario lo use.

2. Arquitectura del sistema

La arquitectura del sistema diseñado se presenta en la figura 1. Basada en una arquitectura distribuida, es suficientemente flexible para poder adaptarse al control, no tan sólo de cualquier software comercial, sino además del mayor número de equipos y objetos de uso cotidiano. Tres son los elementos que deben optimizarse en este diseño para poder lograr su utilización por el mayor número de personas discapacitadas:

1. Interfaz hardware hombre-máquina. El diseño del sistema sensor para detectar las acciones debe ser optimizado para su posible control por diferentes partes del cuerpo. Su tamaño y consumo deben ser reducidos para su uso en cualquier ambiente y durante largos periodos temporales. Su salida deber ser un protocolo digital estándar que permita su conexión a cualquier plataforma digital (USB, WiFi, Bluetooth).
2. Diseño del procesamiento de señal y software. Si el objetivo finalista es el control de un software comercial requerirá, en muchas ocasiones, al no estar el software diseñado para su uso por personas con diferentes habilidades cognitivas y/o motoras, la realización de un software y de un procesamiento de señal que permitan reducir la dificultad de la interacción del usuario con él.
3. Diseño de la pasarela hardware de control de un objeto deseado. A partir de un elemento de control digital, ordenador, *smartphone* o tableta, es necesario diseñar una pasarela, que adapte la información seleccionada

en el software, a los protocolos de comunicación y control de cada objeto (si estos son abiertos), o que contenga un hardware para controlar la interfaz de usuario del sistema, normalmente un mando a distancia, si es que carece de otra forma de control. Como ejemplo de este último punto en este trabajo/proyecto se han controlado un telescopio y el robot Lego Mindstorm.

3. Interfaz hombre-máquina

El sistema de reconocimiento gestual implementado se basa en el uso de un sistema inercial, acelerómetro triaxial de bajo coste y tamaño, que permite medir los cambios debidos a un movimiento en cualquier parte del cuerpo. El acelerómetro utilizado ha sido el ADXL345, dado su bajo consumo, su salida digital que no requiere acondicionamiento, y la posibilidad de ajuste del margen de medida entre ± 1 g y ± 16 g. Es un acelerómetro de dimensiones reducidas, $3 \times 5 \times 1$ mm, utilizado en aplicaciones de teléfonos móviles, instrumentación médica, dispositivos de navegación personales, juegos, etc. Mide la aceleración estática de la gravedad, detección de inclinación y la aceleración dinámica resultado del movimiento o choque. Sus características se presentan en la tabla 1.

Ejes	3 ejes; x, y i z
Resolución	13 bits (4 mg/LSB)
Margen de medida	± 1 , ± 2 , ± 4 , ± 8 y ± 16 g
Salida	SPI (3-4 cables) o I2C
Consumo modo activo	40 μ A
Consumo modo sleep	0,1 μ A
Margen de alimentación	2,0 V a 3,6 V

Tabla 1. Especificaciones acelerómetro ADXL345.

Para convertir las aceleraciones medidas en una señal digital con transmisión USB se ha realizado el diseño presentado en la figura 2a. La alimentación se obtiene, en esta primera versión con comunicación por cable, del puerto USB. La señal de aceleración es adquirida por un microcontrolador ATmega328A, y es convertida al protocolo USB mediante el driver FTDI232RL. Esta salida USB puede ser directamente conectada a un ordenador, *smartphone*, *tablet* o sistemas digitales basados en Raspeberry, Intel Edison/Galileo o similares. Su implementación en placa de circuito impreso ha sido ubicada en el interior de una cinta elástica, y ésta es la que se sitúa en las diferentes partes del cuerpo (figura 2b, c, d)

El consumo, y coste del sistema diseñado se presenta en la tabla 2. Dado el bajo consumo del sensor y del microcontrolador, el consumo del sistema queda fijado por el sistema de comunicación: 11 mA (versión USB) o 30 mA (versión wireless con Bluetooth). Si para el modo Bluetooth (módulo RN41-XV) se utilizara una batería de capacidad 1000 mAh presentaría una autonomía de más de 30 horas, más que suficiente para su uso diario.



Figura 2. Implementación interfaz hombre-máquina (a) y diferentes partes de cuerpo donde ha sido probada (b-c).



Posición inicial.



Brazo 45° derecha.



Brazo 90° derecho.



Brazo 135° derecha.

Figura 3. Movimientos analizados en el brazo

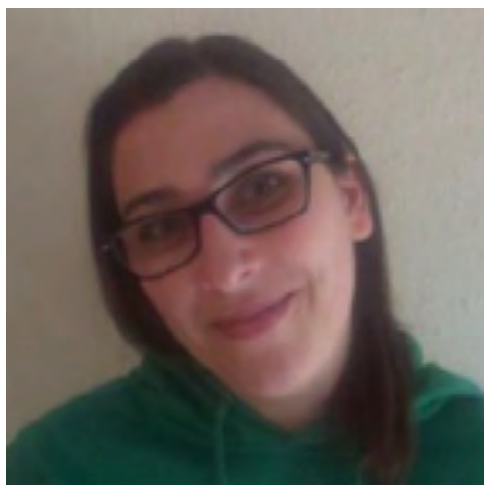
Elemento circuital	Consumo (mA)	Coste (\$)
Sensor ADXL345	0,04	3,5
Microcontrolador ATmega328A	0,90	1,7
Driver FTDI232RL	11,00	4,1
Módulo Bluetooth RN41-XV	30,00	23,0

Tabla 2. Consumo y coste de la interfaz hombre-máquina.

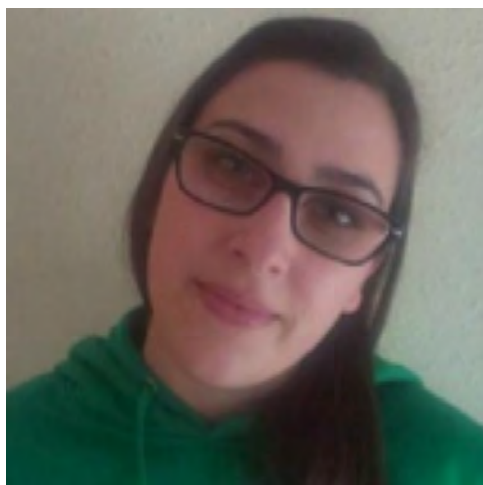
Analizando las habilidades motoras de las personas discapacitadas, potenciales usuarios del sistema, se han utilizado los brazos, el cuello y la cabeza, ya que presentaban los márgenes de cambio mayores en la magnitud medida. Sin

embargo, el diseño realizado puede ser fácilmente adaptado para su uso en cualquier otra parte del cuerpo en la que el usuario tenga control motor. Para caracterizar las medidas con el diseño, se han realizado diferentes pruebas de 1 minuto sobre 6 usuarios diferentes, con una frecuencia de muestreo en la adquisición de señal de 45 muestras por segundo. En cada prueba se han medido durante 20 segundos la posición inicial, 20 segundos para la posición a caracterizar y 20 segundos finales para retorno a la posición inicial, pudiéndose así no tan sólo detectar los cambios debidos al movimiento, sino también la variancia de las medidas debido a movimientos no deseados. Para cada parte del cuerpo se han buscado 4 posiciones diferentes, que pudieran corresponder con cuatro órdenes de control diferentes, figuras 3, y 4.

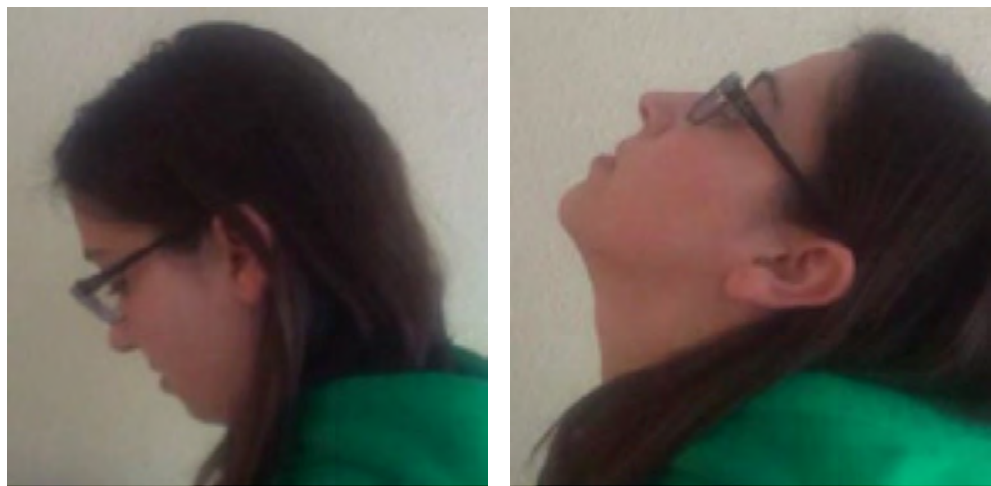
Dada las diferentes habilidades motoras de los usuarios, y los resultados de cambios de aceleración encontrados en las pruebas, figura 5 y tabla 3, se han definido un máximo de 4 niveles de diferenciación y control para cada posición, que han permitido obtener una repetibilidad elevada ($> 90\%$) en todas las pruebas realizadas.



Inclinación hacia derecha.



Inclinación hacia izquierda.



Inclinación hacia delante.

Inclinación hacia atrás.

Figura 4. Movimientos analizados en el cuello y cabeza.

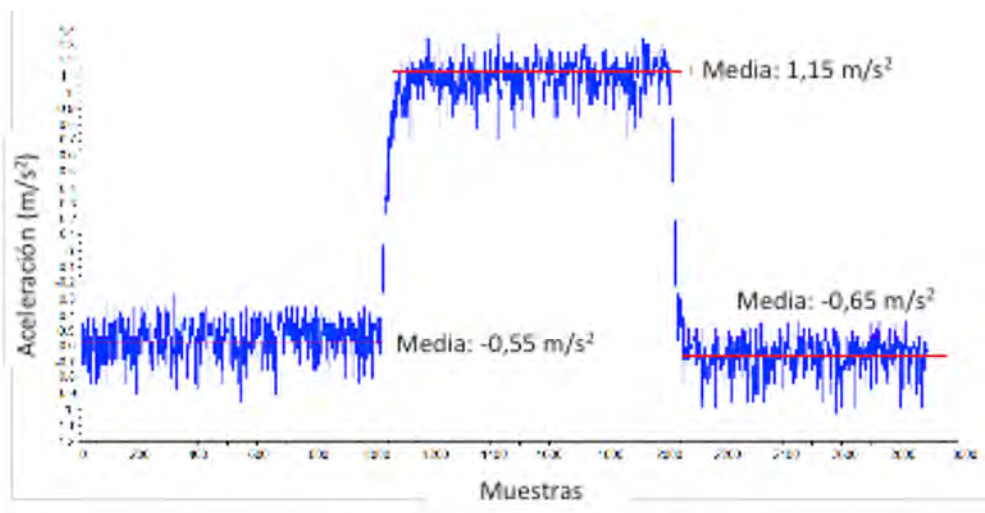


Figura 5. Cambios de aceleración medidos en un eje para un movimiento lateral de brazo.

Media de la aceleración medida (m/s ²)			
	Inicio	Movimiento	Final
Brazo			
Movimiento brazo 45° derecha	-9,194	-4,299	-8,987
Movimiento brazo 90° derecha	-9,238	0,981	-9,027
Movimiento brazo 180° derecha	-9,187	8,724	-9,206
Movimiento brazo 30° hacia arriba	-9,154	-7,621	-9,159
Movimiento brazo 45° hacia arriba	-9,144	-6,404	-9,208
Movimiento brazo 90° hacia arriba	-9,154	- 0,309	-9,271
Cuello			
Inclinación derecha	-1,2	6,32	-1,523
Inclinación izquierda	0,848	-1,87	0,237
Cabeza			
Inclinación derecha	-1,581	5,456	-1,762
Inclinación izquierda	0,081	-2,432	- 0,089

Tabla 3. Resultados de los movimientos analizados sobre un usuario.

4. Procesado de señal y software de control

Filtrado de la señal

Para poder contrarrestar los posibles temblores, normalmente causados por la reducción de movilidad del usuario, por algún movimiento brusco, sin intención, o por algún rebote o temblor que pueden provocar errores en la posición medida, se ha estudiado la posible utilización dos tipos de filtrado: de media y de mediana. El *filtrado de media* (el punto medio de un conjunto de valores) resulta útil para filtrar los movimientos involuntarios rápidos y los rebotes producidos al cambiar de posición. Pero si estos se dan continuamente, los reducen en menor medida que los *filtros de mediana*. Estos, que cuantifican el valor medio de un conjunto de valores,

pueden provocar, si el número de muestras es muy elevado, un retardo superior, debido a la menor frecuencia de corte equivalente (figura 6). Este número de muestras puede ser programado y elegido en la aplicación, y permite la adaptación del sistema a las habilidades de cada usuario. Finalmente, se ha implementado este segundo filtro de mediana.

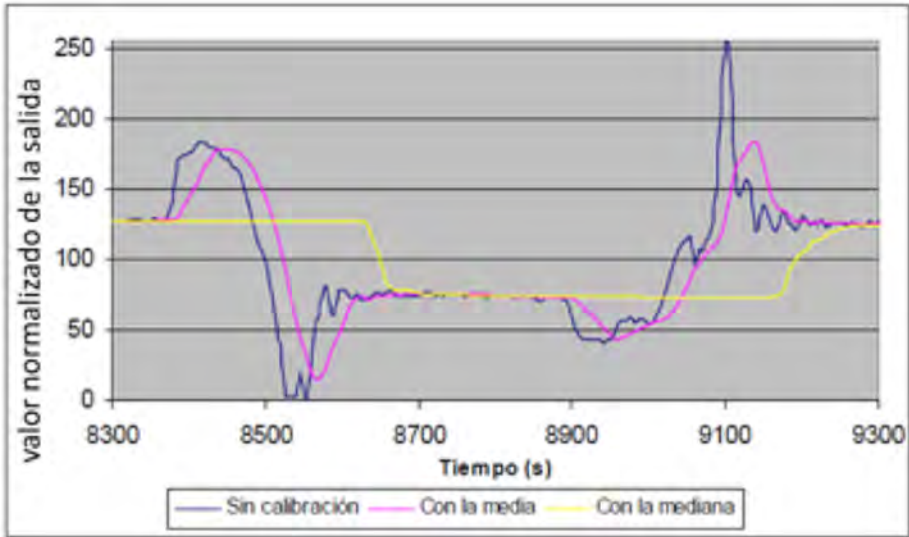


Figura 6. Resultado de los filtrados de media y mediana ante movimientos bruscos.

Algoritmo de selección

La selección se realiza a partir de la cuantificación entre la aceleración de la posición inicial y la aceleración de la gravedad en la posición final del movimiento. Para hacer el sistema más robusto y más preciso, para que un movimiento se active las aceleraciones de los tres ejes deberán estar al mismo tiempo, y durante un periodo de tiempo ajustable, dentro de un intervalo programado. Así se evita que movimientos invo-

luntarios activen alguna señal de control. Estos intervalos se han programado con los siguientes valores (tabla 4):

	Diferencia entre valor inicial y final del movimiento	Intervalo de selección (m/s ²)
Eje x	-6,60 m/s ²	$((x_o - 7,5) < x$ $x < (x_o - 5,5))$
Eje y	0,90 m/s ²	$((y_o + 0,5) < y$ $y < (y_o + 1,3))$
Eje z	3,80 m/s ²	$((z_o + 3,2) < z$ $z < (z_o + 4,3))$

Tabla 4. Algoritmo de selección utilizado.

donde (x_o, y_o, z_o) , son las aceleraciones iniciales, es decir la aceleración en la posición en reposo, y (x, y, z) es el valor que el acelerómetro está midiendo cuando el usuario está realizando el movimiento en cada momento. Como el movimiento será diferente en cada persona, se ha decidido introducir un margen, modificable, para poder adaptarlo a las necesidades y capacidades de cada usuario. Las medidas realizadas en los usuarios han validado que únicamente con un ajuste/calibración inicial del sistema, el algoritmo era suficientemente robusto para no necesitar una re-calibración al inicio de cada uso. En la figura 7 se presenta a modo de ejemplo el programa desarrollado mediante el software Labview para el control del robot Lego Mindstorm

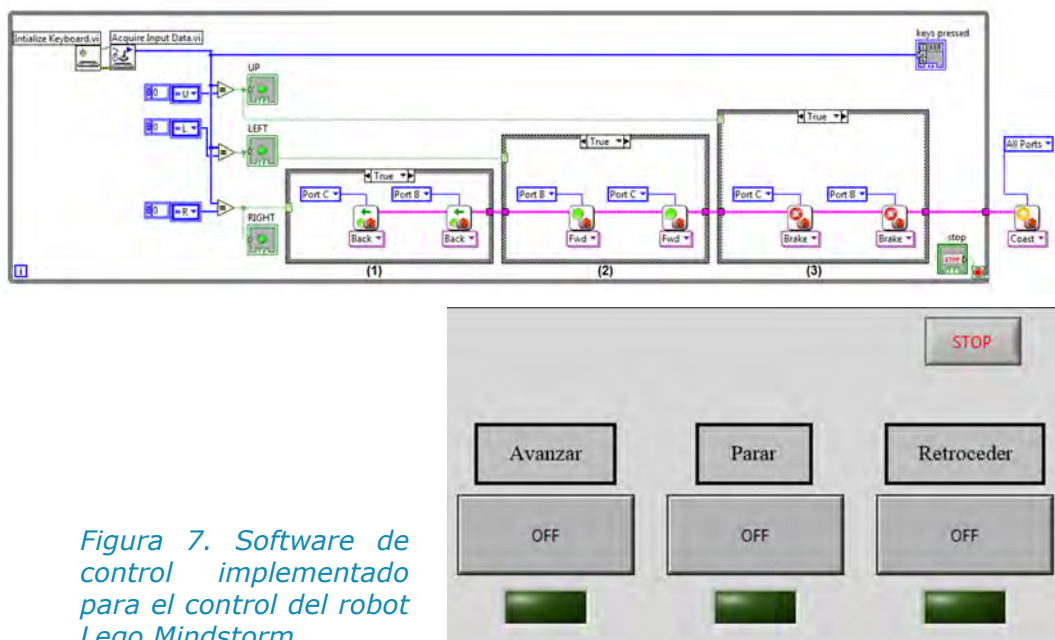


Figura 7. Software de control implementado para el control del robot Lego Mindstorm.

Modos de trabajo

Se ha programado dos modos en que el dispositivo puede trabajar: el modo *Ratón* y el modo *teclado*. Con estos modos se define con qué salida se quiere trabajar. La programación de estos dos modos de trabajo hace posible escoger y asignar qué movimientos corresponderán a la acción final.

- a) **Modo Ratón:** El modo *Ratón* asocia cada movimiento del usuario a las direcciones del ratón. Con los cuatro movimientos seleccionados el usuario puede escoger mover el puntero del ratón hacia la izquierda, la derecha, arriba y abajo (por ejemplo giro del brazo). Se asigna además otro movimiento para la acción seleccionar, emulando así el botón izquierdo de un ratón convencional (por ejemplo elevación del brazo). La segunda opción que se ha programado en este modo es

la posibilidad de asignar dos movimientos, uno con la función de seleccionar y otro movimiento para deselectar, emulando cuando existe la necesidad de mover el ratón convencional con el botón izquierdo pulsado y desplazarse al mismo tiempo, la función de deselectar, emula el soltar el botón izquierdo del ratón.

- b) *Modo Teclado*: En este modo de trabajo se presentan también dos opciones de funcionamiento. En la primera se asocia cuatro movimientos escogidos con anterioridad por el usuario, ya sea del brazo, cuello o cabeza, a las cuatro teclas de dirección del teclado, haciendo posible el desplazamiento por pantalla, y se asigna otro movimiento para la acción seleccionar, emulando el botón "INTRO" del teclado. En la segunda opción, y si el usuario presenta una mayor habilidad motora se puede asociar los diferentes movimientos que el usuario haya escogido, a letras del teclado o a un grupo de letras del teclado, facilitando la escritura.

Se ha comprobado el correcto funcionamiento de los dos modos de control programados en la siguientes plataformas:

a) Teléfonos móviles (smartphones) con sistema operativo Android 4.0, 4.1, 4.2, 4.3 y 4.4 (en esta última versión sólo requiere un mínimo cambio de configuración), b) ordenadores con sistema operativo Windows XP, 7, 8 e iOS; c) Tablets con sistema android, Windows o iOS y d) SmartTV, creada en una televisión convencional a través del dispositivo Rikomagic MK802 IIIS con el sistema operativo Android versión 4.1.

5. Control de plataformas externas

En muchas ocasiones no sólo se requiere el control de software sobre una plataforma digital, sino también de algún

elemento externo. Numerosas son las aplicaciones realizadas para el control domótico, siendo menores las que se encuentran asociadas al sector educacional y del ocio [9]. Dos son los elementos que se han controlado con la interfaz diseñada:

- a) **Plataforma Robot Lego Mindstorm.** Esta plataforma puede ser controlada desde un ordenador mediante la comunicación de órdenes a través del protocolo de comunicación Bluetooth. Por ello, la pasarela necesaria es únicamente un programa que permita el control del Robot. Ésta ha sido realizada sobre el software Labview® (figura 8), y permite no tan sólo el control del Robot, sino también, que el usuario pueda modificar y programar los algoritmos de control del funcionamiento del mismo.
- b) **Telescopio Celestron Sky Prodigy 130.** Para su control desde un ordenador es necesario, por un lado, realizar la pasarela que desde el puerto USB controle el mando del telescopio, y por otro la adquisición de las imágenes a través de un sensor CCD (figura 8).

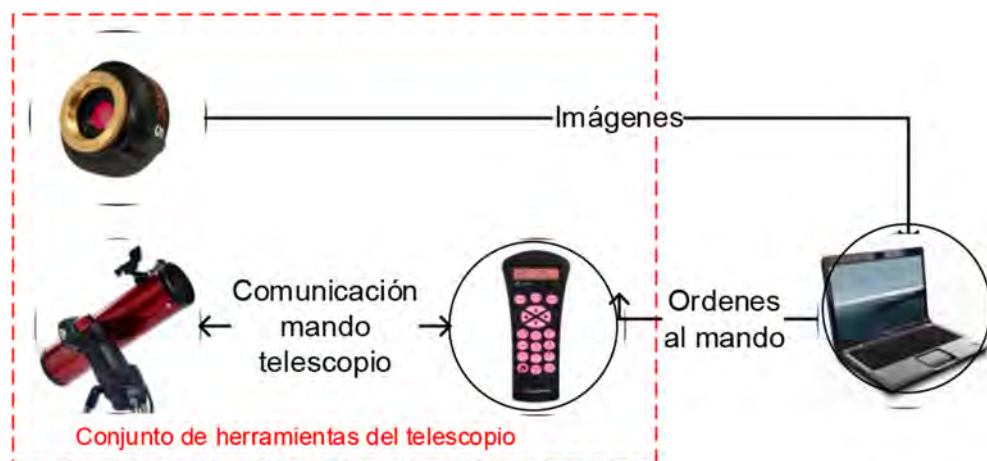


Figura 8. Arquitectura pasarela control de telescopio.

El software para PC que se ha desarrollado es la principal herramienta que utilizará un usuario con discapacidad para interactuar con el telescopio inteligente. Por este motivo ha sido uno de los puntos donde se ha empleado mayor tiempo y cuidado. La sencillez, el tamaño de las letras e imágenes o la amigabilidad son algunas de las características fundamentales que se deben cumplir para adecuarse a las necesidades de los usuarios potenciales del proyecto [10]. Se ha simulado el mando StarSense de control del telescopio de la manera más fiel posible. Para ello se ha creado una ventana principal con todas las funciones que ofrece el mando, así como otras que se comentan más adelante. El tamaño de esta ventana se ha escogido lo suficientemente grande para que pueda ser usada por personas con discapacidad. Se ha decidido minimizar al máximo el uso de ventanas secundarias y evitar así cualquier complejidad que pueda suponer. Por ello se ha dividido la ventana principal en los siguientes tres apartados (figura 9):

1. **iCap:** Para visualizar las imágenes captadas por el telescopio se utilizó el CCD NexImage 5 de la marca Celestrón. Éste funciona con el software iCap. En este apartado se encuentra el botón que abre el programa de Celestrón en paralelo al diseñado y permite observar lo mismo que se vería si se mirara por el ocular.
2. **Puerto Serie.** Aquí es donde se selecciona el puerto serie con el que se establece la conexión. Este apartado cuenta con un botón que actualiza las conexiones disponibles, un desplegable donde se muestran todas y otro botón para conectarse al puerto serie indicado. Solo en el caso de completar la conexión con éxito se desbloquean los botones del mando. En el caso de no encontrar conexiones, el programa muestra un mensaje informativo.

3. **Mando.** En esta sección se encuentran los 19 botones simulando la misma distribución que el mando StarSense.



Figura 9. Software realizado para el control del telescopio Sky Prodigy 130.

6. Aplicaciones de ocio y entretenimiento probadas

Herramienta de dibujo Paint

Esta herramienta funciona correctamente en todos los ordenadores y tabletas bajo sistema operativo Windows. Para utilizar esta herramienta, se debe trabajar con el modo *Ratón* con la opción de asociar dos movimientos para seleccionar y de-seleccionar. Con esta opción es posible mover el cursor mientras éste está pintando. También para poder dibujar las formas predeterminadas de Paint, como dibujar un cuadrado, un círculo, etc.

Juegos como Candy Crush, Angry Birds

Se han probado dos juegos; Candy Crush y Angry Birds, en los ordenadores, los teléfonos móviles y en las tabletas. En todas ellas funcionan correctamente. Para utilizar estos dos juegos, se debe trabajar con el modo de *Ratón* con la opción de seleccionar y de-seleccionar, ya que estos juegos necesitan la opción de arrastrar el cursor a la vez que se mueve. En el teléfono móvil aparece el cursor, por tanto el usuario sabe en todo el tiempo en el que se encuentra y hacia dónde debe moverse. En este punto del juego, el usuario tiene la opción de seleccionar y al mismo tiempo está moviendo el cursor. Cuando quiera soltar, sólo tiene que mover el brazo, cuello o cabeza hasta la opción asociada a de-seleccionar.

Escritura

Una de las funciones más utilizadas tanto en el ordenador, los teléfonos móviles, como en las tabletas es la escritura. Si se trata del teléfono móvil y de las tabletas, llevan incorporados un teclado propio. En el caso del ordenador, éste entiende

que habrá un teclado externo, por tanto a la computadora debe activarse un teclado virtual que Windows tiene incorporado. Para utilizar esta herramienta, se puede trabajar con los dos modos, modo *Ratón* y modo Teclado. Asociando cuatro movimientos para las 4 posibles direcciones para desplazarse y un movimiento para seleccionar la letra.

Cámara de fotos

Una función que incorporan los teléfonos móviles y las tabletas, es la opción de hacer fotografías. Trabajando con el modo *Ratón* el dispositivo es compatible con el botón interno de la cámara. El usuario se situará sobre el botón para hacer la fotografía, realizar el movimiento correspondiente a seleccionar, emulando el botón izquierdo del ratón convencional.

Piano virtual

Una aplicación pensada para un caso en particular, es la posibilidad de tocar un teclado virtual de piano. En este caso, se ha buscado un teclado de piano que tenga entrada de teclado convencional de ordenador. En el caso convencional el pia-

no asociaría las letras del teclado cada nota, como se puede observar en la figura 10. En la interfaz de este proyecto, se asocia cada movimiento del usuario, ya sea del brazo, del cuello o de la cabeza a una letra del teclado.



Figura 10. Control de piano virtual mediante modo teclado.

Robot Lego Mindstorm

En la figura 12 se presenta la estructura en forma de perro utilizada para probar la plataforma de robot Lego Mindstorm. En el programa más sencillo realizado, el método implementado para controlar el robot, es mediante el modo teclado. LabVIEW tiene una entrada teclado que permite asociar una tecla para que el programa realice la opción asignada. Por ejemplo, para hacer funcionar el robot de la figura 11, se han asociado 3 movimientos en 3 teclas del teclado. Las teclas de direc-



Figura 11. Robot Lego Minstorm implementado para su control por una persona con discapacidad.

ción, derecha, izquierda y arriba. Cuando el usuario realiza el movimiento brazo a 45° derecha, simula la tecla derecha de dirección, entonces el robot avanza. Al realizar el movimiento brazo a 90° derecha, simula la tecla izquierda de dirección y el robot retrocede. Finalmente, si lo que se quiere es detener el robot, el usuario sólo ha de realizar el movimiento brazo a 90° arriba, simulando la tecla arriba del teclado. Los movimientos asociados a las teclas son un ejemplo. Pueden ser cambiadas según las necesidades del usuario.

Telescopio Sky Prodigy 130

El control de la aplicación diseñada se puede realizar con cualquiera de los dos modos, siendo más cómodo el modo

Ratón. Con este modo ha sido posible obtener imágenes de la luna como las mostradas en la figura 12.

En todas estas aplicaciones se puede trabajar de forma cooperativa con dos usuarios. Un usuario que no utilice la interfaz, o que utilice otra, puede hacer las mismas acciones que el usuario que si está trabajando con la interfaz. Es decir, para la aplicación de tocar el piano virtual, por ejemplo, una persona con movilidad puede tocar el piano utilizando el teclado convencional y al mismo tiempo otro usuario toca el piano con los movimientos del brazo, cuello o cabeza.

En el caso del teléfono móvil o tabletas, el uso de la interfaz no inactiva la pantalla táctil. Por tanto el usuario con el dispositivo puede realizar algunas acciones y otra persona complementar estas acciones mediante la pantalla táctil. Esto incrementa el nivel de integración social de las personas con discapacidad.



Figura 12. Sistema de control del telescopio SkyProdigy 130 y captura de una imagen obtenida.

7. Valoración de la plataforma por parte de los usuarios

Puesto que se trata de un prototipo aún en fase de optimización con usuarios finales, como primer paso, se han realizado pruebas para validar el correcto funcionamiento, la posibilidad de ajuste de los márgenes de separación de órdenes /modos, y las ventajas/dificultades de control con las diferentes partes del cuerpo. Las pruebas con usuarios discapacitados con diferentes grados de movilidad se realizarán en una segunda fase, donde se considerará la utilización de métodos más exhaustivos que permitan obtener parámetros como índice de carga mental o facilidad de utilización, tales como "System Usability Scale" [11] o el "NASA Task Load Index" [12].

La plataforma ha sido utilizada por siete usuarios con movilidad total en seis de ellos y uno con discapacidad motora en los miembros inferiores (uso de telescopio con silla de ruedas), con edades comprendidas entre los 20 y los 30 años. Los comentarios emitidos por los usuarios, figura 13, se recogen en el siguiente resumen:

Aspectos positivos

- El dispositivo es fácil de colocar y es cómodo. No molesta al realizar los movimientos.
- Posición inicial rápida y cómoda.
- El modo *Ratón* con la opción de seleccionar y de-seleccionar es la más completa de todas.
- Los movimientos del cuello y cabeza son los más directos a pesar de no haber tanta diversidad de movimientos como en el brazo.

Aspectos a mejorar

- Velocidad de desplazamiento en el modo *Ratón* algo lento.
- Cuesta adaptarse a los movimientos del brazo.
- En uno de los usuarios cuesta realizar el movimiento del brazo 30° arriba.



Figura 13. Ejemplo de pruebas funcionales sobre Smartphone.

8. Conclusiones

La plataforma diseñada es una alternativa a los actuales joysticks y sistemas de control tanto para los programas comerciales como para plataformas y objetos incorporados en el

proceso educativo y de ocio de las personas con discapacidad. La posibilidad del control desde diferentes partes del cuerpo, y la adaptación a cada usuario mediante el ajuste de los parámetros de procesamiento y calibración de la interfaz, así como su bajo coste, hace que pueda ser utilizada por un gran número de potenciales usuarios. Además la posibilidad de realizar un trabajo o control cooperativo de las diferentes aplicaciones puede aumentar la integración social de los usuarios.

9. Referencias

- [1] <http://www.eneso.es/producto/joystick> (última visita mayo 2015)
- [2] <http://www.bj-adaptaciones.com/catalogo/acceso-al-movil-o-la-tablet/ratones/bjoy-stick-a> (última visita mayo 2015)
- [3] <http://www.bj-adaptaciones.com/catalogo/acceso-al-movil-o-la-tablet/ratones/bjoy-hand-c> (última visita mayo 2015)
- [4] A. Nelson, J. Schmandt, P. Shyamkumar, W. Wilkins, D. Lachut, N. Banerjee, S. Rollins, J. Parkerson, V. Varadan, "Wearable Multi-sensor Gesture Recognition for Paralysis Patients", *Sensors, IEEE*, Baltimore, MD, 2013, pp. 1-4
- [5] X. Zheng, X. Li, J. Liu, W. Chen, and Y. Hao, "A Portable Wireless Eye movement-controlled Human-Computer Interface for the Disabled", *CME*, Abril 2009, pp. 1-5
- [6] Z. Ren, J. Meng, J. Yuan, and Z. Zhang, "Robust hand gesture recognition with kinect sensor", *MM*, 2011, Scottsdale, Arizona, USA. pp. 759-760
- [7] H. Wu, Y. Kitagawa, T. Wada, T. Kato, and Q. Chen, "Tracking Iris contour with a 3D eye-model for Gaze Estimation", *ACCV*, Berlin, Heidelberg, 2007. Springer-Verlag, Vol 4843, 2007, pp 688-697

- [8] <http://www.eneso.es/producto/enpathia> (mayo 2015)
- [9] <http://ares.cnice.mec.es/informes/17/contenido/29.htm>
(última visita mayo 2015)
- [10] <http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/accesibilidad/accesibilidad-en-internet/documentos/AccesibilidadWeb2013.pdf>
(última visita mayo 2015)
- [11] <http://www.usability.gov/how-to-and-tools/methods/system-usability-scale.html> (última visita julio 2015)
- [12] Hart S. NASA-task load index (NASA-TLX); 20 Years Later. NASA-TLX Home Page. <<http://humansystems.arc.nasa.gov/groups/TLX/>> (última visita julio 2015)

A Multipurpose Robot for Aiding Mobility and Autistic Children Interaction

Carlos T. Valadão,¹ Silas F. R. Alves,² Flavia Loterio,¹ Christiane Goulart,¹ Vivianne Cardoso,¹ Teodiano Freire Bastos,^{1,4} Anselmo Frizera-Neto¹ and Ricardo Carelli³

Abstract: *Robotics has been widely used to assist the treatment of several diseases, such as mobility impairments or even behavioral and cognitive deficits. Even though mobility and cognitive impairments are distinct problems, the solution for both can be built using the same robot and control laws. This paper describes the design and development of a multipurpose robotic system. The robotic system is evaluated in two scenarios: in the first, the system is attached to an adapted walker in order to assist people with reduced mobility; in the second, multimedia devices are installed on the robot, hidden by a ludic humanoid costume, to enable the interaction with children during a therapy session. The results were positive for both scenarios: the volunteers felt safe while using the robotic walker, and children interacted with the ludic robot as expected.*

Resumen: *La robótica ha sido ampliamente utilizada para asistir a tratamientos de diversas enfermedades, como discapacidades relativas a la movilidad y condiciones relativas al comportamiento*

1 Federal University of Espirito Santo, Vitoria, Brazil.

2 Sao Paulo University, Sao Carlos, Brazil.

3 National University of San Juan, San Juan, Argentina.

4 Corresponding author (Teodiano Bastos): teodiano.bastos@ufes.br.

y déficits cognitivos. Aún que estos dichos problemas sean distintos la se puede construir un robot que utiliza las mismas leyes de control para ambas soluciones. En este artículo se describe el diseño y desarrollo de un robot multipropósito. El sistema robótico ha sido evaluado en dos situaciones: una en que el robot se acopla a un andador para asistir a personas con problemas de movilidad y otra en que el robot utiliza un sistema multimedia embutido en un disfraz humanoide lúdico para ayudar niños con autismo en sus terapias para mejorar la socialización. Los resultados se mostraron positivos en los dos casos: los voluntarios se sintieron más seguros utilizando el andador robótico y los niños tuvieron una interacción con el robot como esperado.

1. Introduction

Robot applications in health sector has been wide-spreading due to a number of factor, including the cost reduction of service robots, the growth of elderly and people with disabilities, to cite a few. In problems regarding mobility, people (especially the elderly) may use walkers to help their rehabilitation and daily life [1], [2]. These walkers can be solely mechanical, being available in different models, such as the four-legged, the front-wheeled and the rollator walkers [3]. Each one of them has its advantages and disadvantages, thus the physician must choose carefully the model in order not to harm the user during the physiotherapy sessions or daily use [1], [4]. Besides mechanical walkers, there are the smart walkers, which add electronics and control systems in order to avoid collisions autonomously.

Among other robotic applications in the health sector, which address problems different from enhancing human mobility, there are those that focuses on aiding children to

develop cognitive and behavioral skills [5]–[7]. These applications are particularly useful in therapies for children with autism, once they see the robot as a toy – not as a human – and hence they display better interaction with it [8]. This is probably due to the predictable nature of the robots, in contrast with the unpredictable nature of humans [5]. Therefore, by using the robot, children can develop their social abilities.

Henceforth, this paper presents a multipurpose robot platform and control laws that can be used to patients with mobility impairments, as well as children with autism. Section 2 address the employed method, while Section 3 presents the development of the system. Finally, Section 4 shows the results, which are further discussed on Section 5.

2. Methodology

To create a single system that could be used for distinct solutions, the first step was to clearly define the problems regarding the smart walker and the ludic robot. The system was then designed based on these definitions, which resulted on a single control law, also considering the adaptation required to meet the needs of both problems. In sequence, the evaluation method, which includes the clinical protocol and the validation scales, was designed. Finally, the experiments were conducted following the evaluation method.

This Section presents and discusses the three modules required to develop and test the proposed system.

2.1. Problem definition

The first step towards the system design is to understand the requirements that the robot must meet considering both the

smart walker and the ludic robot problems and identify the similarities among them.

For the smart walker, the main problem is to move the robot as the patient walks towards it. In other words, the robot must have a control law that enables it to move in the same direction as the patient in order to maintain the same distance (i.e. the set point) from him or her. However, the robot must not move if the patient walks backwards to avoid knocking down the patient, so the robot linear speed can be only greater than zero.

In the case of the ludic robot, the main problem is to move the robot toward or away from the child until a given distance (i.e. the set point) is met. This requirement is very similar to that of the smart walker. The only difference is that in this case, the linear speed of the robot can be greater (move towards) or lesser (move away from) than zero. Therefore, the control law for the smart walker is a particular case of the control law for the ludic robot, thus allowing the system use the same controller for both applications.

2.2. System design

Although the same robot and the same control law can be applied to solve both problems, it is clear that the structure required by each case is different.

In the case of the smart walker, the robot lacks a structure to support the weight of the patient body, and at the same time be comfortable and safe. While modifying the whole structure of the robot is not viable, attaching a standard commercial walker is both feasible and inexpensive. The adapted structure will be described on Section 3.1.

In the case of the ludic robot, which is intended to be used with children, there was a clear lack on features that could attract the attention of children to the robot. In order to be-

come more appealing to children, a multimedia system was attached to the robot, thus proving: one embedded computer; one monitor; stereo speakers; and a webcam. Additionally, considering that the main goal of the robot is to motivate children with autism to interact with people, a colorful humanoid shape was chosen to compose the costume of the robot, which is fully described in Section 3.2

2.3. Evaluation

To evaluate the platform, one experiment was designed for each application. To quantify these experiments, two metrics were employed, the System Usability Scale (SUS) and the Goal Attainment Scale (GAS), allowing the conversion of subjective information about quality and usability into quantitative information (scores). This Section describe the experiments and metrics used to evaluate the system.

2.3.1. Experiment protocol for the smart walker

In the experiments involving the mobility rehabilitation, the volunteers walk with and without the aid of the device in order to compare the gains of using the device. The tests are performed as follows:

1. In the first moment, the user walks with sEMG electrodes positioned according to the SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) protocol to analyze the gait of their affected leg by capturing the signals from that limb [9];
2. The user rests for a while if he or she feels fatigue;
3. The steps (1) and (2) are repeated twice;
4. After that, the steps (1) and (2) are repeated three times, with the support of the smart walker. As before,

the sEMG signals are collected to help healthcare professionals analyze the data from the leg movement.

Figure 1 shows the movement of the volunteer during the experiment.

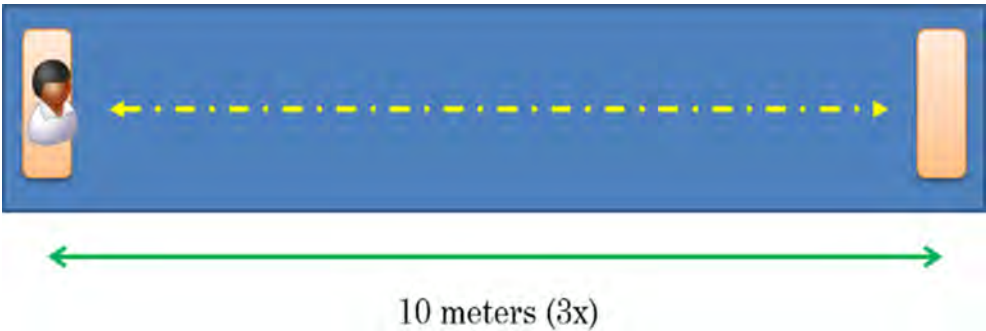


Figure 1. Path made by the volunteer during the experiments with the smart walker.

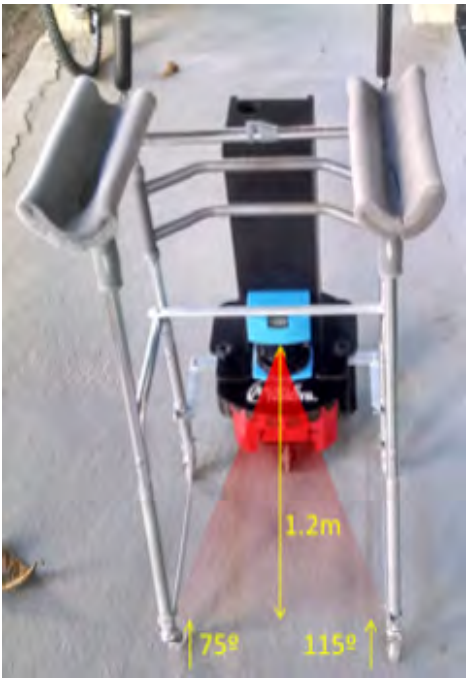


Figure 2 shows the angle and distance range that the laser sensor captures. The laser itself is able to reach over 30 meters and 180° of angle range, however, the reading is limited to the safe zone of the smart walker, which is from 75° up to 115° (considering the center angle equals 90°) and a maximum distance of 1.2 meters. This area is exactly the area inside the smart walker, where the user can put the arms safely in the upper support.

Figure 2. Laser reading and safe zone.

If the user goes out of this area, the system activates the safety rules and automatically stops, due to the risk of falls. Other safety rules may apply and can be programmable.

2.3.2. Experiment protocol for the ludic robot

In the ludic robot, the system is used in a controlled environment where the robot and the child are placed in an empty room (from the point of view of the laser sensor). In the tests, the researcher could teleoperate the robot manually and the child started the experiment in a rug, where the robot is unable to reach, given the therapist will not allow the robot go there.

Immediately after the test begins, the display and sound speakers start playing an animated cartoon in order to catch the child's attention. Initially, the robot is 3 meters away from the child. The robot does the following movements:

1. It starts moving straightforward for 90 centimeters. Marks on the floor are used to guide the researcher that is controlling the robot.
2. Then the robot spins 360° counter-clockwise. This movement is done in order to make the child to see the entire robot.
3. Again, the robot moves 90 centimeters in a straight line.
4. Now the robot spins 360°, but clockwise
1. After that, the robot moves 90 centimeters more and stops at 30 centimeters from the child.
6. Finally, the robot start moving accordingly to the child's behavior. In this last step, that can last several minutes, the therapist helps the researcher to take the best decision on how the robot should behave and move to maximize the interaction with the child.

Figure 3 provides a diagram that elucidates how the robot moves during this test in the first up to the fifth step aforementioned.

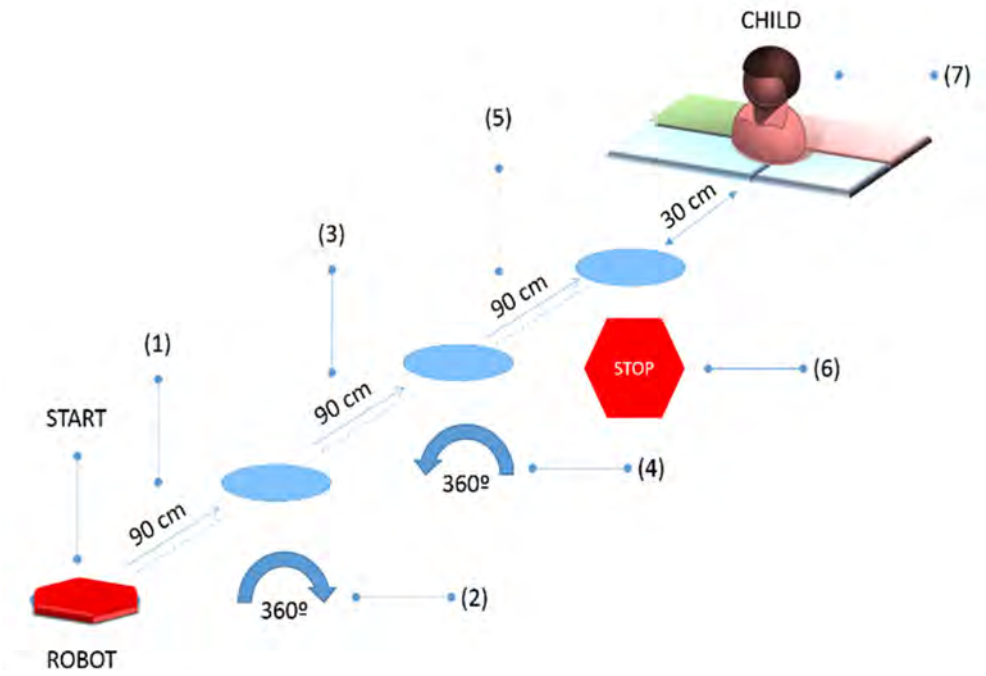


Figure 3. Robot movement during therapy session with autistic children.

2.3.3. Goal Attainment Scale

The GAS is a method used to quantify the attainment of a given goal by defining a priori the weight of each possible outcome [10]. It is possible to have more than one goal being quantified simultaneously. In this research, the goals analyzed for the mobility tests were: the speed of walking using the robot; and the learning time. Regarding the interaction mode, the goals were: the time the child keeps looking to the robot; and whether the child touches or not the robot and how long they do it.

The GAS uses a score ranging from , which means the goal was achieved much better than expected, to , that mean the goal was achieved much worse than expected or not achieved. The average value for the goal is 0, which means the goal was achieved as expected [11], [12]. Since the GAS can evaluate using several goals, an equation gathers all the goals into a single score. The aforementioned question is represented by equation (1).

$$T = 50 + \left(\frac{10 \sum w_i g_i}{\sqrt{(1-R) \sum w_i^2 + R(\sum w_i)^2}} \right), \quad (1)$$

where w_i is the weight for the i -th goal and g_i is the score of that goal. The correlation between the tasks, represented by R , used in the experiments was the standard value widely used, which is 0.3 [11]. In this case, the formula turns into the equation (2).

$$T = 50 + 10 \left(\frac{\sum_{i=1}^n w_i g_i}{\sqrt{n - Rn + Rn^2}} \right). \quad (2)$$

In both cases, 50 is the expected value, i.e., the average, which means the individual goals have all reached the value zero.

2.3.4. System Usability Scale

The System Usability Scale (SUS) can measure how useful and how easy the system is to be used by the volunteers. It was developed in 1986 by John Brooke [13] and consists of a

questionnaire that contains ten questions about the usability of the system. The questions are [13], [14]:

1. I think that I would like to use this system frequently
2. I found the system unnecessarily complex
3. I thought the system was easy to use
4. I think that I would need the support of a technical person to be able to use the system
1. I found the various functions in this system were well integrated
6. I thought there was too much inconsistency in this system
7. I would imagine that most people would learn to use this system very quickly
8. I found the system very cumbersome to use
9. I felt very confident using the system
10. I needed to learn a lot of things before I could get going with this system

To calculate the score, the user has to answer the questions that can receive values from one to five. The value 1 means 'strongly disagree', in contrast with the value 5, which means 'strongly agree'. To calculate the score, it is needed to use the equation 3:

$$SUS = 2.5 [\sum(odd - 1) + \sum(5 - even)] \quad (3)$$

The results, although ranging from 0 to 100 points in the scale, should not be interpreted directly as a percentile rank. To turn it into a percentile rank it is necessary a normalization process. According to [14], following this normalization process it is possible to find that 68 is an average for the SUS, meaning that this value equals the 50% in the percen-

tile rank. In Figure 4, it is possible to see the curve that correlates the SUS score and the percentile rank.

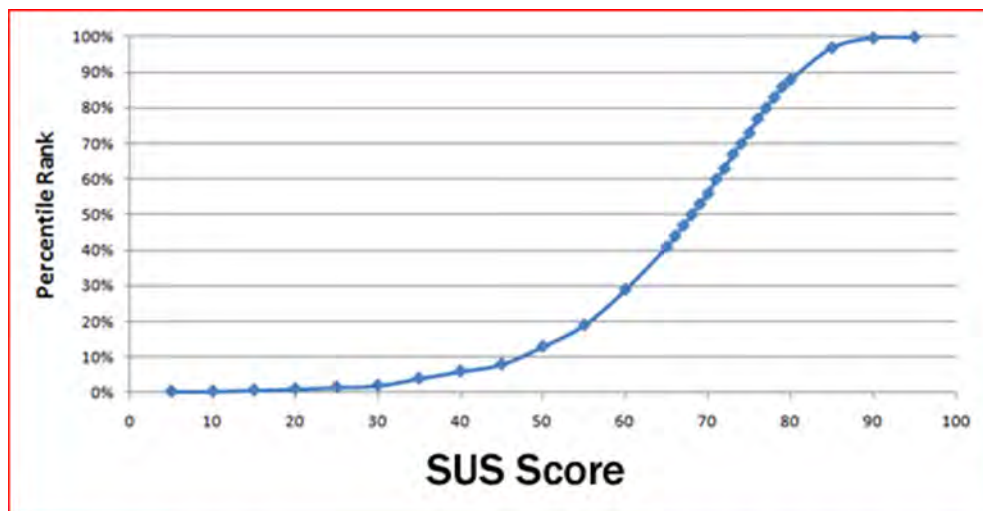


Figure 4. Correlation between SUS and percentile rank (adapted from [14]).

3. Development

This section presents the developed system by introducing the *platform for mobility rehabilitation (smart walker)*, the *platform for social interaction (ludic robot)* and, finally, the *integrated system and controller*.

3.1. Platform for mobility rehabilitation

In order to turn the robot into a smart walker that can be used as a mobility-aid treatment in physiotherapy sessions, a standard four-legged walker was adapted to be attached to the robot. This adapted walker has four free wheels to avoid changing the dynamics and kinematics of the robot. Once attached to the robot, the walker structure supports the



Figure 5. Robot adaptation to work as a walker.

user weight and it is used by the patient to guide the robot. Figure 5 shows the system in the mobility aid mode and the adaptation of the robot to work as a walker.

Following the figure 5, it is possible to see the adjustments made in order to connect the commercial walker to the robot:

1. Handlebars were inserted in the walker to provide the user more comfort and stability;
2. Forearm supports were added in order to provide comfort during the use of the system;
3. All the four legs were substituted by new one that are taller and have different height positions. This was done to make possible the user to walk in an erect posture;
4. Free wheel were used in the four legs of the walker. It does not interfere significantly in the kinematics and the robot plays the major rule in the movement;
5. This item provides the connection between the robot and the walker frame;
6. Bar that provides more stability to the walker;
7. Lateral bars, also used to provide more stability. They are present in both sides.

3.2. Platform for social interaction (ludic robot)

When the robotic platform is configured for social interaction with children, it wears a humanoid costume, which gives it a ludic aspect, and houses additional multimedia devices.

The costume is shaped as a human female, built with corrugated fiberboard, and covered with colorful and reflective paper in order to catch the children's attention. Thus, autistic children may benefit from the interaction with the robot by developing their social skills. In the long term, they may have fewer difficulties in interacting with humans, since they have improved their social skills.

Another function of the costume is to hide the robot and the multimedia devices. The whole system is composed of batteries, one embedded computer, one monitor, two stereo speakers, and one webcam. They are supported by a wood frame that is also hidden by the costume. Figure 6 shows the robot wearing the costume.

The multimedia devices are used to provide audiovisual stimuli to the children. The monitor displays movies during the test, being very useful to keep the child concentrated. The sound speakers play a similar role, but through sound stimuli. Finally, the computer is used to control the multimedia system and can be remotely accessed by the therapist or researcher. In order to be friendlier with the children the robot has a name: MARIA, which is acronym for Mobile Autonomous Robot for Interaction with Autistics.

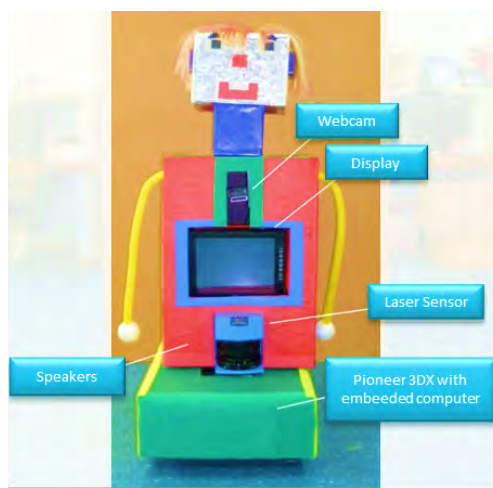


Figure 6. Robot wearing the ludic costume.

In Figure 7 it is possible to see the part hidden by the costume.

3.3. Integrated system and controller.

The robot has an integrated system that contains the robot and a laser sensor. The control system has two parts: the controller itself, and a supervisor system that analyzes whether the output is dangerous or not for the user. The supervisor plays an important role of watching the environment to ensure the user will not be harmed due to the actions taken by the robot.

The robot used is a Pioneer 3-DX from Adept and there is a SICK laser range sensor that can measure the distance of 180 points along a 180° field of vision. The robot receives commands of angular and linear speed from the controller (or from the supervisor, if changes are needed due to safety reasons).

The low-level controller of the robot ensures the speed will be achieved.

3.3.1. Inverse kinematic controller

The main controller is based on the inverse kinematic ap-



Figure 7. MARIA (electronics hidden by the costume).

proach. The robot-user direct kinematic model is used to calculate the inverse model and, therefore, the controller. This guarantees an exponential stability. The space of state equations of the robot-user errors of distance and angle are given by equations (4) and (5).

$$\dot{\tilde{d}} = v \cdot \sin \theta \quad (4)$$

$$\dot{\tilde{\theta}} = -\omega + \frac{v}{\tilde{d}} \cdot \cos \theta \quad (5)$$

Hence, the inverse kinematic model is given by equation (6) and (7).

$$v = \frac{k_d \cdot \tilde{d}}{\sin \theta} \quad (6)$$

$$\omega = -k_\theta \cdot \tilde{\theta} - \frac{v}{\tilde{d}} \cdot \cos \theta \quad (7)$$

The inverse kinematic controller automatically nullifies the nonlinearities of the direct kinematic system, making it exponentially stable in closed loop. In closed loop, it is possible to find the asymptotic (exponentially stable) equations (8) and (9), that indicates that both errors tend to zero:

$$\tilde{d} = d(0)e^{-k_d \cdot t} \quad (8)$$

$$\tilde{\theta} = \theta(0)e^{-k_\theta \cdot t} \quad (9)$$

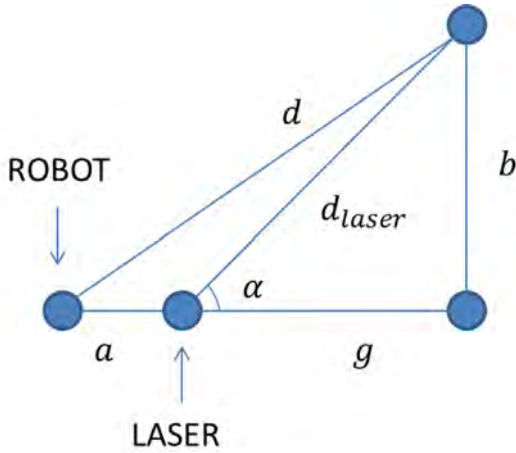


Figure 8. Distance and angle adjustment using the robot point of view.

The aforementioned model considers that the laser range sensor is positioned exactly between the wheels, meaning that the sensor is at center of rotation of the robot. Since the laser range sensor is positioned 50mm from the robot's rotation center, it is necessary to perform some calculations to adjust the real distance and angle from the robot. The scheme depicted in Figure 8 shows the diagram used to make these adjustments.

The distance is fixed in 50mm, as the sensor does not move; the distance read by the laser is, instead of the real distance. To calculate, it is necessary to use the angle provided by the laser and perform the Equations (10) and (11) to discover and lengths from Figure 7.

$$g = d_{laser} \cdot \cos \alpha \quad (10)$$

$$b = d_{laser} \cdot \sin \alpha \quad (11)$$

Therefore, it is possible to calculate the real distance of the robot from the child, which is given by equation (12):

$$|d| = \sqrt{(a + g)^2 + b^2} \quad (12)$$

The real angle between the center of the robot and the child can also be calculated. The adjusted angle is given by Equation (13):

$$\theta = \text{atan}\left(\frac{b}{a+g}\right) \quad (13)$$

3.3.2. PID controller

Even though there are many methods for deriving the control law, the traditional PID controller fulfilled the safety and comfort requirements of the application, and does not require heavy processing, thus being a natural choice. In the experiments using the system as a smart walker, the tests are done using a PID controller and the manual mode for the walker and social interaction tests, respectively. The gains of PID were 1.0 for proportional term and 0.7 for derivative and integral term. They were determined empirically. Equation (14) shows the PID equation.

$$v(k) = k_p \ddot{d}(k) + \sum_0^k k_i \dot{d} \cdot \Delta k + k_d \dot{\ddot{d}}(k) \quad (14)$$

In the tests of the PID controller, the angular speed is set to zero, since the path the user needed to do was a straight path. Mathematically, that means.

3.3.3. Supervisor

The supervisor is composed of a set of rules that are defined before the test begins. An algorithm was designed to analyze if the controller output is feasible and safe. If it is not safe, or if there is any chance of harming the volunteer or child, the safety rules must interfere in order to avoid risky situations or even accidents.

Some of the safety rules regarding the system in the smart walker mode are:

- If nobody is detected inside the safe zone and the walker is online, the supervisor shuts down the motors and the walker stops.
- If the legs are too far, the supervisor decreases the speed to allow the user to approach the walker.
- If the legs are too close to the walker, the system accelerates up to the maximum allowed speed in order to avoid an eventual shock between the user and the walker.
- The walker has a speed limit for both linear and angular speeds.

In the social interaction mode, the system has some rules that avoid collision with the child. They are:

- If the child is not detected by the laser range sensor, the robot stops moving. The multimedia system, however, keeps working.
- There is a maximum speed limit for both linear and angular speeds.
- If the child gets too close to the robot (while it is moving towards the child), the robot stops and can even move backwards if necessary.

- If the robot gets closer than the minimum allowed safe distance from the child, the robot shuts down the motors. This rule is applied only when the robot is moving and the child is too close, or in emergence scenarios.

4. Results

This section shows the results obtained by following the methodology presented in Section 2.

4.1. Ludic Robot

For the ludic robot, the system provided good results, as evaluated by the GAS and SUS metrics. The tests were applied and recorded in video. With the help of a psychologist, the GAS was evaluated according to the predetermined goals, which are shown in Table 1.

The children were divided into two groups: the typically developed (TD) children, which are not diagnosed with autism; and the autistic children group (ASD). The GAS scores were 71.7 for the TD group and 56.2 for the ASD group. The results show that the children with ASD could achieve scores over 50, meaning that the goals were accomplished better than expected.

Regarding the SUS, the scores were 66.25 and 60 for TD and ASD groups respectively, which are values near the average (68 is the average value in SUS, as discussed by Section 2.3.4).

Expectation	Score	Goals	
		Look to the robot	Touch the robot
Much less than expected	-2	Look to the robot for less than 30 seconds and show fear	Do not touch the robot
Less than expected	-1	Look to the robot for less than 30 seconds and do not find it interesting	Touch the robot for less than 05 seconds
Expected	0	Look to the robot for more than 30 seconds and just look the display	Touch the robot for more than 05 seconds
Better than expected	+1	Look to the robot for more than 30 seconds and pay attention to what is being shown in the display.	Touch the robot for more than 05 seconds and pay attention to what is being shown on the screen
Much better than expected	+2	Look to the robot more than 30 seconds and walk in its direction	Touch the robot for more than 5 seconds and then play with it

Table 1. GAS goals used to score the tests (interaction tests).

4.2. Smart walker

For the smart walker, the results were also satisfactory. Table 2 specifies the GAS goals of these tests.

There were two groups: one composed of healthy people (control group); and other with people who had suffered AVC and were in the sub acute phase of the Functional Ambulation Category (FAC).

The results for people in the control group were 68.55 for the GAS and 96.25 for the SUS. In contrast, the results of the post-AVC group were 59.4 and 73.75, for the GAS and SUS, respectively. By analyzing the results, it is possible to see that the adapted robotic smart walker gave them more stability.

The maximum speed of the robot was set to 0.5 meters per second to avoid possible accidents. However, some people (including those affected by AVC) could walk faster than the maximum speed of the smart walker. Because of this safety measure, some people had their speed decreased when compared with free gait. Nevertheless, in terms of stability they felt safer.

Expectation	Score	Goals	
		Adaptation to the walker	Assisted gait speed
Much less than expected	-2	More than 02 minutes for adaptation and incorrect use of the walker	Discontinuous gait during the use of the walker
Less than expected	-1	More than two minutes for adaptation, but, eventually, use the walker correctly	Assisted gait speed under 0,25m/s
Expected	0	Less than two minutes for adaptation and correct use of the walker	Assisted gait speed between 0,25m/s and 0,35m/s
Better than expected	+1	Less than one minute for adaptation and correct use of the walker	Assisted gait speed between 0,35m/s and 0,45m/s
Much better than expected	+2	Less than 30 seconds for the adaptation and correct use of the walker	Assisted gait greater than 0,45m/s

Table 2. GAS goals used to score the tests (interaction tests).

5. Results

The system (including the controller and the supervisor) was used for both mobility aid therapy and for interaction aid therapy. In both modes, the results showed good interaction between the human and the system. Some videos of the experiments can be watched at: <https://youtu.be/0QEw8gn7ShQ>.

The GAS results were above the average, and the SUS results were close to the average for both modes. The statistics points out that the robot works well for both tasks. In addition, the experiments provided some information that can be used as guidelines for the future works.

Thus, the robot in the interaction mode will receive another ludic costume that will be smaller and will have additional devices. Blinking LEDs may attract more attention of the children during the therapy sessions. Sensors that detect when the child touches the robot are also considered, as they may provide information to the therapists and researches regarding the child-robot interaction.

In the mobility mode, future works will consider increased speeds for the robot, in order to be able to move at speeds over 0.5 meters per second. However, this speed must not exceed 1.0 meter per second, due to the safety conditions. The possibility of making curve paths will also be added, giving the physiotherapists more options of rehabilitation exercises.

The current configuration of the robot can be used as an aid for treatment of autistic children, since the metrics showed the robot was able to catch their attention and even some good reactions from the ASD children were shown, such as touching the robot and starring at the face of the robot. Regarding the mobility mode, the people that were under the tests could improve their gait stability and they found themselves safer while walking using the device.

5.1 Future works

In order to make the system safer and increase its use, several upgrades are envisioned for both hardware and software. Regarding the adapted walker mode, the ultrasound sensors located in the front area of the robot will be used as obstacle detectors, which will allow the implementation of obstacle avoidance controllers. This turns the whole system safer for the user, even inside a controlled environment.

For the social interaction mode, a Kinect 2.0 sensor will substitute the laser range sensor, since it can provide information about the child distance and gestures. A thermal camera will be used in order to try to infer the real emotional state

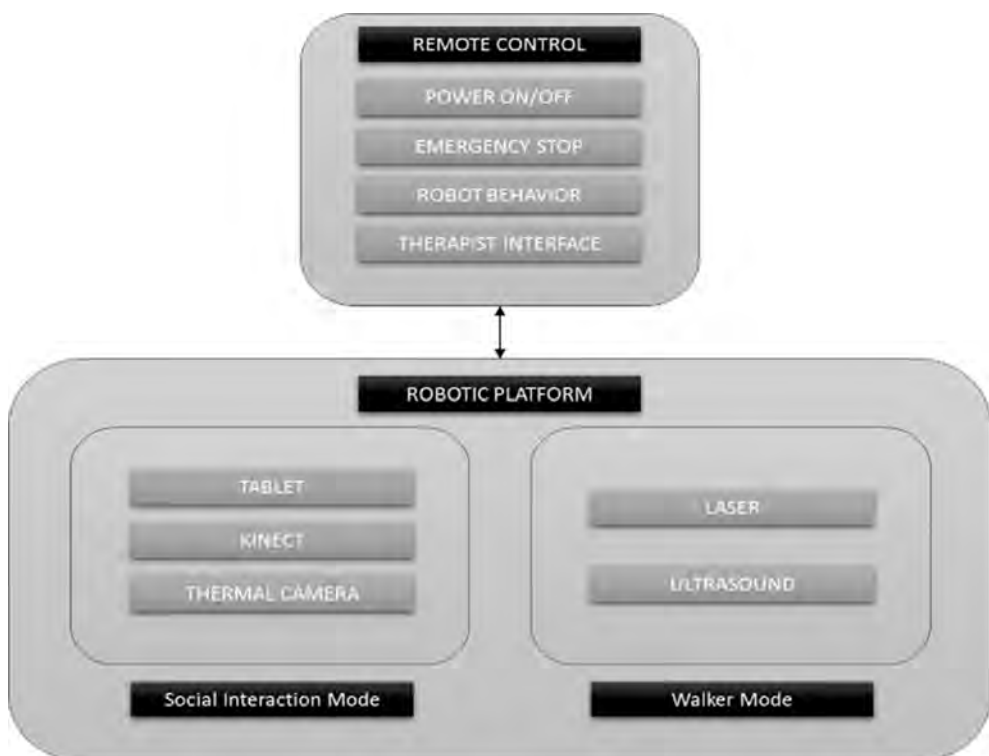


Figure 9. Robot platform diagram.

of the ASD child, since they cannot express it voluntarily. In addition, an Android tablet will serve as the face of the robot, being useful for displaying faces or interactive games. Figure 9 shows the hardware diagram of the next ludic robot.

Besides the hardware improvement, there will be also enhancements to the ludic robot software. The Control Architecture will be further extended so that the robot can perform various behaviors, which are implemented by different controllers. To this end, a Semi-Autonomous Hybrid Behavioral Control Architecture will be developed in order to integrate and orchestrate behaviors that are useful to the therapy of autistic children.

With the new hardware and software, the robot will be able to:

- Vocalize “commands” or encouraging phrases defined by the therapist;
- Display different faces to aid the learning of facial expressions or social gaze;
- Capture video or images during the therapy session for a posteriori evaluation;
- Move objects.

Besides improving the robot, an Information System will be created in order to provide to the therapist all information gathered by the robot during the therapy. Since the objective of the robot is not to substitute the therapist, but rather to serve him or her as a tool to interact with children with autism, the Information System will also provide interfaces that enables the therapist to change the robot behavior according to his or her needs. The semi-autonomous behaviors are thought to relieve the therapist from controlling the robot manually, but they require the therapist inputs to be activated.

It is expected that the new system will provide better support for the development of social skills in autistic children

6. Acknowledgments

Authors acknowledge the financial support from CAPES and technical support from Federal University of Espirito Santo, Sao Paulo University and National University of San Juan.

7. References

- [1] F. W. van Hook, D. Demonbreun, and B. D. Weiss, "Ambulatory Devices for Chronic Gait Disorders in the Elderly," *Am. Fam. Physician*, vol. 67, no. 8, pp. 1717–1724, Apr. 2003.
- [2] S. M. Bradley and C. R. Hernandez, "Geriatric assistive devices.," *Am. Fam. Physician*, vol. 84, no. 4, pp. 405–11, Aug. 2011.
- [3] M. M. Martins, C. P. Santos, A. Frizera-Neto, and R. Ceres, "Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review," *Rob. Auton. Syst.*, vol. 60, no. 4, pp. 548–562, Apr. 2012.
- [4] E. Einbinder and T. Horrom, "Smart Walker: A tool for promoting mobility in elderly adults," *J Rehabil Res Dev*, 2010.
- [5] B. Scassellati, Henny Admoni, and M. Matarić, "Robots for Use in Autism Research," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 14, no. 1, pp. 275–294, 2012.
- [6] B. Robins and K. Dautenhahn, "Tactile Interactions with a Humanoid Robot: Novel Play Scenario Implementations with Children with Autism," *Int. J. Soc. Robot.*, vol. 6, no. 3, pp. 397–415, 2014.

- [7] E. S. Kim, L. D. Berkovits, E. P. Bernier, D. Leyzberg, F. Shic, R. Paul, and B. Scassellati, "Social robots as embedded reinforcers of social behavior in children with autism," *J. Autism Dev. Disord.*, vol. 43, no. 5, pp. 1038–1049, 2013.
- [8] A. Duquette, F. Michaud, and H. Mercier, "Exploring the use of a mobile robot as an imitation agent with children with low-functioning autism," *Auton. Robots*, vol. 24, no. 2, pp. 147–157, 2008.
- [9] D. Stegeman and H. Hermens, "Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)," *Línea*. Dispon. en [http://www. med. ...](http://www.med. ...), pp. 108–112, 2007.
- [10] L. Turner-Stokes, "Goal attainment scaling (GAS) in rehabilitation: a practical guide," *Clin. Rehabil.*, vol. 23, pp. 362–370, 2009.
- [11] T. J. Kiresuk and R. E. Sherman, "Goal attainment scaling: A general method for evaluating comprehensive community mental health programs," *Community Ment. Health J.*, vol. 4, no. 6, pp. 443–53, 1968.
- [12] K. J. Ottenbacher and A. Cusick, "Goal Attainment Scaling as a Method of Clinical Service Evaluation," *Am. J. Occup. Ther.*, vol. 44, no. 6, pp. 519–525, 1990.
- [13] Brooke, "SUS: A 'quick and dirty' usability scale," *Jordan, P.W., Thomas, B., Weerdmeester, B.A., McClelland, I.L.*, vol. dustriyp, pp. 189–194, 1996.
- [14] J. Brooke, "SUS : A Retrospective," *J. Usability Stud.*, vol. 8, no. 2, pp. 29–40, 2013.

Proyecto Heliox: Entornos de Interacción Para la Diversidad Funcional

Mario Toboso,¹ Roberto Feltrero² y Bruno Maltras³

Resumen: El diseño y la realización de los entornos influyen en las posibilidades de funcionamiento de las personas, de una manera capacitante o discapacitante. Los esfuerzos tradicionales para eliminar barreras físicas y arquitectónicas han evolucionado hacia una visión más amplia y 'universalista' de las exigencias accesibilidad. En el caso de las nuevas tecnologías, la falta de accesibilidad produce desigualdades y brechas tecnológicas en dos aspectos clave: el acceso y el uso. La combinación de estas dos desigualdades conduce a la desigualdad de oportunidades para las personas y grupos sociales afectados por la brecha tecnológica. Con el objetivo de facilitar el acceso y uso del ordenador a personas con funcionamiento no estándar, se presenta la solución tecnológica 'Heliox', basada en los principios de diseño para todos, funcionalidad abierta y multimodalidad representacional de los recursos tecnológicos en el entorno de las TIC.

Abstract: Design and construction of environments influences the functioning chances of people, in an enabling or disabling way. Traditional efforts to remove physical and architectural barriers have

1 CSIC. C.e.: mario.toboso@csic.es.

2 UNED. C.e.: rfeltrero@fsof.uned.es.

3 USAL. C.e.: bruno.maltras@gmail.com.

evolved into a more comprehensive and 'universalist' vision of accessibility requirements. In the case of new technologies, lack of accessibility produces inequalities and divides in two key aspects: access and use. Combining these two inequalities leads to inequality opportunities for individuals and social groups affected by the digital divide. In order to facilitate access and use to computer for people with non-standard functioning, we present the technological solution 'Heliox', based on the principles of design for all, open functionality and representational multimodality of technological resources in ICT environment.

1. Introducción

Nuestro punto de partida es la idea general de que la persona, su funcionamiento y el entorno en que se desenvuelve son entidades estrechamente relacionadas. Los entornos, considerados desde un punto de vista amplio (entornos espaciales, artefactuales, tecnológicos, etc.), condicionan las posibilidades de funcionamiento de la persona, de una manera que puede ser capacitante o discapacitante.

La interferencia del entorno en el funcionamiento es una condición general que sucede a todas las personas. No es, como habitualmente se cree, algo que sólo les ocurra a las personas con discapacidad, a las personas mayores o a cualquiera cuyas características funcionales se separen del estándar de funcionamiento aceptado por el entorno (Swain et al., 2004).

Tradicionalmente los esfuerzos para combatir la falta de acceso se han centrado en la eliminación de barreras físicas y arquitectónicas. En la actualidad se viene consolidando, no obstante, una visión más amplia de las exigencias de accesibilidad. En una sociedad inmersa en el uso masivo de tecno-

logías, existen barreras no sólo físicas, sino también de información y comunicación. Vamos a centrar nuestra atención en los dos enfoques básicos siguientes: el enfoque 'procústeo' y el enfoque 'ergonómico'.

- El enfoque procústeo se basa en la idea de que la persona debe adaptarse al diseño del entorno. La vida cotidiana ofrece innumerables ejemplos de esta práctica de diseño. Es habitual denominar 'lechos de Procasto' a los entornos, espacios, artefactos, tecnologías, etc., diseñados bajo este enfoque (Toboso y Guzmán, 2010).
- El enfoque ergonómico es un planteamiento diferente, basado en la idea de que es el diseño el que debe adaptarse a las características de la persona. El funcionamiento de la persona emerge como el resultado de la interacción óptima entre ésta y el diseño llevado a cabo bajo este planteamiento.

En el ámbito de las TIC, por ejemplo, la tradición del diseño para el usuario "estándar", anclada en unos hipotéticos parámetros de "normalidad" funcional, prevalece todavía en el desarrollo de productos y servicios. Ni siquiera las tecnologías asociadas a Internet están libres de barreras. Cuando, en teoría, deberían mejorar el acceso de todos los ciudadanos a la información y a los servicios, las personas con discapacidad se ven reiteradamente excluidas del contenido de páginas web que no son accesibles a los navegadores ni a las interfaces que utilizan (EC, 2001; G3ict, 2007). Estas recomendaciones incluyen una completa descripción de las fuentes de letra, espaciado e información relacionada con la producción de su escrito para las actas. Por favor, sígalas.

2. Axiología de las barreras tecnológicas. Apropiación social de tecnologías

El enfoque procústeo puede ser representado mediante el denominado “esquema del gap”, en el que la discapacidad, en relación al entorno físico, artefactos y tecnologías, se define como la distancia o separación (gap) entre el nivel de funcionamiento asociado a la capacidad individual de la persona y el que demanda el entorno para desempeñar las actividades características del mismo (Aslaksen et al., 1997). La diferencia entre ambos niveles puede ser reducida, como veremos más

adelante, a través del “diseño universal” de productos y entornos, que reduce el nivel de funcionamiento demandado por el entorno, junto con medidas especializadas de compensación y adaptación de la persona, ayudas técnicas, que incrementan el nivel de funcionamiento ligado a sus capacidades (Mueller, 1998; Vanderheiden, 1998).

El esquema del gap no se aplica sólo a las personas con discapacidad, sino a cualquier caso de relación de funcionamiento de la persona con el

entorno, artefactos, tecnologías, etc. La figura que se muestra ilustra un caso particular. Nos centraremos ahora en el caso de las tecnologías. Las TIC constituyen en la actualidad un amplio conjunto de elementos y recursos tecnológicos que de manera progresiva vienen formando parte de la vida diaria de las personas. El contacto habitual con tales tecnologías las

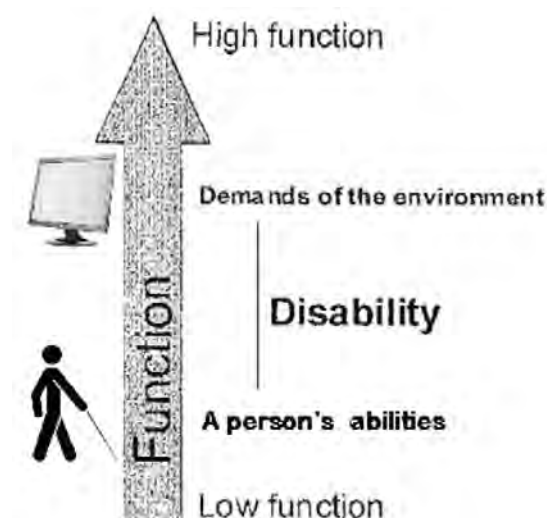


Ilustración 1. Esquema del gap. Adaptado de Aslaksen et al. (1997).

convierte en lo que Vacas (2007) denomina “tecnologías para la vida cotidiana”.

3. Requerimientos de igualdad frente a barreras tecnológicas

El carácter relacional del esquema del gap lo convierte en una herramienta útil para identificar y estudiar situaciones de desigualdad tecnológica entre individuos o grupos sociales que están ‘bajo el gap’, y aquellos que no lo están. Tales desigualdades se manifiestan en la forma de ‘brechas tecnológicas’ entre quienes tienen la posibilidad de acceder funcionalmente al uso de la tecnología y quienes no. Vamos a considerar, por tanto, que las desigualdades tecnológicas puede afectar a dos aspectos fundamentales: el acceso y el uso de la tecnología. La combinación de estas dos desigualdades conduce a la desigualdad de oportunidades para los individuos y grupos sociales afectados por la brecha tecnológica (Toboso, 2011).

3.1. Igualdad de acceso. Accesibilidad

El primer requerimiento de igualdad que planteamos, relacionado con la condición 1 anterior, es la igualdad de acceso a la tecnología. En este sentido, las barreras de acceso establecen la diferencia (brecha tecnológica) entre los grupos de usuarios y no usuarios de una tecnología.

Cuando se toma en consideración el acceso a la tecnología surge con fuerza la noción de ‘accesibilidad’ (y e-accesibilidad). La accesibilidad es uno de los principios generales de la “Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad” (ONU, 2006), así como también uno de los ejes principales de la “Ley 51/2003 de igualdad de oportunidades, no discriminación y accesibilidad universal de las personas con

discapacidad" (BOE, 2003). A nivel internacional, la accesibilidad es igualmente un elemento clave en cualquier programa de e-Inclusión y e-Accesibilidad (G3ict, 2007).

Para lograr que la sociedad de la información sea incluyente, integradora y favorecedora de la cohesión social, es necesario afianzar la accesibilidad como valor principal del conjunto de tecnologías en que dicha sociedad se basa. Sólo así las tecnologías actuales y los desarrollos futuros dejarán de generar barreras de acceso que provocan la exclusión y la discriminación en las posibilidades de participación en la sociedad de las personas con discapacidad (Googin y Newell, 2003; G3ict, 2007).

3.2. Igualdad de uso. Diseño universal y participación de los usuarios en el diseño tecnológico

El segundo requerimiento de igualdad que vamos a considerar, en relación con la condición 2 expuesta anteriormente, es la igualdad de uso. Las barreras de uso tienen que ver con una interacción funcional no óptima entre los usuarios y la tecnología. Tales barreras establecen la diferencia (brecha tecnológica) entre los grupos de usuarios habituales y usuarios ocasionales (no habituales) de la misma.

Tomemos en consideración nuevamente el esquema del gap para estudiar cómo resolver las barreras de acceso y uso de la tecnología. Lo habitual es proponer la solución de las desigualdades asociadas a dichas barreras a través de estrategias que denominamos "a priori" y "a posteriori":

- Las estrategias "a posteriori" implican, por un lado, el uso de tecnologías de apoyo o ayudas técnicas, que, en el esquema del gap, son responsables de incrementar el nivel de funcionamiento de la persona. Por otro lado, implican la modificación de los diseños tecnológi-

cos que hayan sido evaluados como no funcionales, siguiendo para ello el paradigma del 'diseño para todos' o diseño universal (CUD, 1997; Mueller, 1998; Vanderheiden, 1998; ONU, 2006).

El concepto fundamental de diseño para todos (o diseño universal) constituye un principio y una estrategia activa de diseño para el logro de la accesibilidad. El diseño universal está igualmente presente en el texto de la Convención (ONU, 2006: Artículo 2), en el que es definido como "el diseño de productos, entornos, programas y servicios que puedan utilizar todas las personas, en la mayor medida posible, sin necesidad de adaptación ni diseño especializado. El "diseño universal" no excluirá las ayudas técnicas para grupos particulares de personas con discapacidad, cuando se necesiten."

El diseño para todos es un medio para la eliminación de barreras. Mediante su aplicación en todos los entornos de la vida privada y social (hogar, educación, trabajo, ocio, tecnología, transporte, comunicación, etc.) es posible avanzar hacia la supresión de las restricciones que impiden a las personas con discapacidad participar en igualdad de condiciones en los diferentes entornos de prácticas de la vida social.

- Las estrategias "a priori" requieren, por un lado, la aplicación anticipada del paradigma del diseño para todos desde las primeras etapas de los proyectos de diseño de la tecnología (EIDD, 2004). En este sentido, es imprescindible que los diseñadores asuman la estrategia del diseño para todos, tomando conciencia de la amplia diversidad de modos de funcionamiento e interacción con la tecnología. Al contrario que el diseño dirigido a la persona estándar, el diseño para todos,

como paradigma tecnoético, es un enfoque esencialmente integrador de la diversidad funcional humana.

Por otro lado, en estas estrategias "a priori", se considera sumamente importante la implicación y participación de los futuros usuarios en las distintas fases de los procesos de diseño y desarrollo de las tecnologías. De cara a poder tener en cuenta los requerimientos y las expectativas muy diversas de diferentes grupos de personas, el diseño de productos y servicios debería ser lo más participativo posible, para permitir que personas y colectivos con perspectivas muy diferentes pudiesen influir en el desarrollo de los mismos en todas sus facetas, así como en las situaciones de su uso (Winner, 2007).

La participación de los futuros usuarios se considera una práctica útil y deseable en la mayoría de los proyectos y metodologías de diseño, con el fin de evaluar en las fases más tempranas de su desarrollo tanto sus ventajas como sus inconvenientes y defectos, pues los propios usuarios son quienes mejor conocen la manera en que las tecnologías pueden contribuir a su autonomía y calidad de vida. La participación de los usuarios promueve, asimismo, la capacidad de colectivos ciudadanos de generar propuestas tecnológicas viables y orientar la innovación hacia necesidades sociales reales, contando con la presencia de actores que habitualmente no son tenidos en cuenta en el proceso de desarrollo tecnológico.

La importancia de la participación de los usuarios en tales procesos ha sido ampliamente destacada, por ejemplo, en la "Declaración sobre la Ciencia y el Uso del Saber Científico" (UNESCO, 1999), así como también en el texto de la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad (ONU, 2006): Artículo 8: "1. Los Estados Partes se comprometen a adoptar medidas inmediatas, efectivas y pertinentes

para: [...] b) Luchar contra los estereotipos, los prejuicios y las prácticas nocivas respecto de las personas con discapacidad, incluidos los que se basan en el género o la edad, en todos los ámbitos de la vida; c) Promover la toma de conciencia respecto de las capacidades y aportaciones de las personas con discapacidad.”.

3.3. Igualdad de oportunidades. TIC y diversidad funcional

Como tercer requerimiento de igualdad vamos a considerar la igualdad de oportunidades, que surge de la consideración conjunta de los dos requerimientos anteriores: igualdad de acceso e igualdad de uso. La igualdad de oportunidades es un concepto clave en la mayoría de textos legales y normativos, como los ya mencionados. También es un concepto de referencia en la política tecnológica, y en los campos de la ética, y la filosofía y política. La igualdad de oportunidades es la puerta de entrada para los aspectos éticos, sociales y políticos en el terreno del diseño tecnológico, menos evidentes en los dos requerimientos anteriores, ligados a aspectos, en apariencia, más técnicos (UNESCO, 2001).

La atención a las necesidades y formas de interacción diversas con la tecnología, más allá de las desarrolladas por el patrón “normal” de persona (en términos estadísticos), con los entornos y dispositivos de la sociedad de la información es un requerimiento para un avance tecnológico que compagine la competitividad empresarial con la ética y la cohesión social. El hecho de no atender en los procesos de diseño e implantación de nuevas tecnologías a este factor clave de diversidad funcional trae consigo, de manera inevitable, brechas y problemas de participación social para amplios colectivos, como consecuencia de su discriminación en el acceso y uso de las mismas.

4. Diversidad funcional y funcionalidad abierta

En el ámbito de las TIC, es necesario también diseñar entornos, servicios y productos con la finalidad de que todas las personas, independientemente de sus características personales o físicas, puedan disfrutar de ellos sin necesidad de adaptarlos de forma especial. Sin embargo, históricamente vemos que la continua evolución de los diseños informáticos, tanto software como también hardware, parece dirigida hacia un usuario o consumidor tipificado al que se le asume una gran capacidad visual y una precisión motora para manejar entornos en los que sólo los gráficos y los movimientos y gestos precisos bastan para manejar las funciones del sistema. Pero esta evolución complica las cosas a aquellos que no responden a esa tipología, pues necesitan un mayor esfuerzo adaptativo para poder utilizar el artefacto tecnológico.

Desde el punto de vista del entorno tecnológico, la diversidad es constitutiva no sólo de los grupos de personas con necesidades especiales, sino de toda la población en su conjunto. Las diferencias cognitivas, físicas, situacionales, de naturaleza individual o social, innatas o sobrevenidas, también se expresan, para todos, en el ámbito tecnológico. Las tecnologías deben ser usadas por individuos con distintas habilidades funcionales, competencias, experiencia, conocimientos o capacidad de adaptación que provienen, también, de diferencias culturales, económicas, generacionales, laborales, etc. Podemos concluir que, desde el punto de vista del uso de las tecnologías, todos somos diversos.

En el caso de las TIC, esta diversidad se hace aún más patente, aunque las soluciones son mucho más sencillas. Esa sencillez se pone de manifiesto cuando pensamos en las características universales, y universalizadoras, de los propios artefactos computacionales. En efecto, el computador es el objeto que poseemos más cercano a una herramienta univer-

sal. En realidad, los límites de los computadores son en gran medida los límites de nuestra propia creatividad (Moor, 1985. p. 269).

La maleabilidad lógica de las tecnologías computacionales posibilita que les podamos aplicar casi cualquier diseño y, por tanto, hacer que desempeñen todo tipo de funcionalidades. Esta característica la podemos definir como funcionalidad abierta, es decir, la posibilidad de modificar las funcionalidades de los artefactos tecnológicos de manera sencilla por sus propios usuarios, así como, mediante esta modificación y la combinación de funcionalidades simples, conseguir que el recurso tecnológico implemente nuevas funciones no previstas inicialmente. Un buen ejemplo de esta característica de las tecnologías computacionales es la red Internet, cuyas funcionalidades no dejan de crecer y sorprender a sus propios diseñadores, que la idearon como un mecanismo básico y seguro para la transmisión de datos y que hoy constituye la base de un entorno digital que se ha convertido en el protocolo para la transmisión de todo tipo de contenidos en todo tipo de formatos y en un entorno de comunicación en muy diversas formas y desde muy diversos artefactos tecnológicos.

Los diseños de software, las aplicaciones informáticas, se definen por las utilidades o funciones que ofrecen a sus usuarios. En este sentido, podemos entender "funcionalidad" como "capacidad de actuación", en este caso, la que nos proporciona la aplicación informática. El problema de asignar funcionalidades a los diseños de hardware y software es, por tanto, el problema de qué tipo de capacidades de actuación otorgamos a sus usuarios. Si bien los diseños de los artefactos tecnológicos convencionales suelen tener unas funciones muy definidas, el caso del software es peculiar porque la mayoría de sus elementos, desde los lenguajes básicos, hasta los sistemas operativos, pasando por multitud de aplicaciones de todo tipo, suelen tener funciones intermedias para posi-

bilitar que el usuario ajuste o profile la función que quiere ejecutar en cada momento.

La versatilidad es la base de su potencia y, a la vez, forma parte de la dificultad inherente a su dominio, pues las opciones funcionales son múltiples y el usuario necesita conocerlas previamente para poder elegir las en función de sus necesidades. El equilibrio entre versatilidad —o multifuncionalidad— y sencillez de uso se incardina dentro de la controversia sobre las intenciones en el diseño de artefactos computacionales. Por su maleabilidad lógica, con un mismo recurso de hardware genérico se pueden implementar un tipo de funcionalidades u otras. En primera instancia, es el diseñador el que decide la funcionalidad relevante del diseño en el que está trabajando. Pero tal maleabilidad, inherente a este tipo de tecnologías, proporciona también la posibilidad de la modificación virtualmente irrestricta de sus funcionalidades por parte de los propios usuarios y en función de sus necesidades. Esta funcionalidad abierta se ha mostrado así como un principio de diseño útil y fructífero.

Por otra parte, la experiencia durante estos últimos treinta años en el desarrollo de las tecnologías de la información y, en general, las basadas en recursos computacionales, demuestra que la multimodalidad, la pluralidad de vías, interfaces y sistemas de acceso a sus funciones, es una característica fácilmente implementable en este tipo de tecnologías. De los primeros computadores que usaban tarjetas perforadas para obtener y entregar sus datos, hemos llegado en el siglo XXI a disponer de computadores y artefactos que combinan e integran a la perfección interfaces visuales, táctiles y auditivos, permitiendo diversos lenguajes y sistemas de interacción que pueden ser, incluso, usados simultáneamente.

La funcionalidad abierta, es decir, la adaptabilidad y personalización de los computadores, del entorno tecnológico en el que desarrollamos gran parte de nuestras actividades, es

una característica muy importante que debe ser considerada desde el punto de vista ético si queremos abordar problemas de accesibilidad e igualdad en el uso de las tecnologías. La funcionalidad abierta es la condición básica que sirve para eliminar dichas barreras al proporcionar a los ciudadanos la posibilidad de modificar, integrar o adaptar los recursos tecnológicos para la construcción de un entorno tecnológico apto para todos. La funcionalidad cerrada de las tecnologías, por el contrario, pone trabas a dicha construcción, multiplicando el número de artefactos existentes y, por tanto, limitando el acceso a la tecnología al convertirnos en meros usuarios pasivos que carecen de las oportunidades y las autorizaciones pertinentes para conseguir que el aparato implemente la función que necesitamos en función de nuestras preferencias.

La diferencia entre funcionalidad abierta y cerrada no es, con todo, absoluta. Como ya se ha dicho, todas las tecnologías computacionales, por la propia naturaleza de la distinción hardware/software exhiben un cierto grado de funcionalidad abierta. Sin embargo, el principio trata de impulsar mecanismos que hagan que esa apertura funcional sea fácilmente accesible para el mayor número de usuarios posibles.

De nuevo la referencia al caso de la diversidad funcional nos aclara este tipo de principios. Nuestras ciudades y nuestros edificios están siendo adaptados en los últimos años para que no ofrezcan barreras a la movilidad. Rampas, accesos, relieves o sonidos son usados para eliminar barreras y ofrecer símbolos y avisos alternativos. No se trata de diseñar una ciudad específica para personas con necesidades especiales, sino de eliminar las barreras existentes para que la ciudad pueda ser usada y disfrutada por todos, independientemente de sus habilidades o capacidades funcionales. Desde el punto de vista de las personas con diversidad funcional, el principio de funcionalidad abierta se propone como un principio básico para conseguir el objetivo de un diseño tecnológico que ofrez-

ca herramientas y adaptaciones para la igualdad dentro de la diversidad, es decir, un diseño para todos.

La propuesta básica de este artículo, es decir, la igualdad de acceso a las tecnologías a través de la apropiación de las mismas, se verifica en un sistema operativo de funcionalidad abierta que permite a los usuarios elegir y modificar la mayoría de los elementos del entorno de interacción. De este modo, permite que los usuarios se apropien del sistema adaptándolo a sus preferencias o habilidades funcionales. Al ser un sistema de código abierto, permite también la modificación y creación de nuevas aplicaciones y adaptaciones. Para probar la utilidad de estos principios de diseño se ha creado el sistema operativo Heliox OS que se presenta a continuación.

5. Proyecto Heliox: Funcionalidad Abierta para la Diversidad Funcional

El Proyecto Heliox aúna los conceptos y valores explicados para el desarrollo de entornos de interacción de las personas con necesidades especiales. Su primer resultado es el sistema operativo Heliox OS (<<http://www.proyectoheliox.org>>), ideado y desarrollado por investigadores del CSIC y la UNED. Este sistema constituye un ejemplo de diseño informático para todos, a la par que un ejemplo de lo que la funcionalidad abierta, constitutiva de las tecnologías computacionales, puede llegar a conseguir en el campo del diseño para todos.

Por medio de la distribución Heliox OS se pretende facilitar la integración de diferentes perspectivas de investigación en el campo de la usabilidad, diseño y accesibilidad a las nuevas tecnologías, aunando esfuerzos y recursos tecnológicos para facilitar el acceso al ordenador, y a todas sus aplicaciones asociadas, a las personas cuyo funcionamiento no corresponde al patrón estándar promedio, sino que se expresa como

diferente o diverso a nivel sensorial (visual), físico (movilidad de brazos y manos) o intelectual. Igualmente, la distribución Heliox, a través de una interfaz intuitiva y de fácil acceso y comprensión, pretende acercar el uso del ordenador a las personas mayores. Heliox también está dirigida a las personas que, sin conocimientos técnicos previos, quieran familiarizarse con el uso del ordenador a través del entorno GNU/Linux y sus numerosas aplicaciones, ofreciendo para ello soluciones basadas en software libre.

El sistema cuenta con aplicaciones para personas con requisitos funcionales diversos en cuanto a movilidad, visión o habilidades intelectuales. Se han incorporado aplicaciones como lectores de pantalla, magnificadores de puntero, botones en el escritorio, teclado virtual y/o menús personalizados que permiten diversas combinaciones e integraciones de modo que todas las aplicaciones puedan usarse con diferentes lenguajes representacionales ajustados a la diversidad de cada usuario.

Por ejemplo, la aplicación eViacam permite que una persona con dificultades para la movilidad pueda ajustar el sistema de modo que el movimiento de su cabeza se sincronice con el movimiento del cursor en la pantalla. En combinación con otros recursos de software como el sistema para escritura por movimiento Dasher, teclados en pantalla o el software de reconocimiento de escritura, permite sistemas alternativos de escritura para personas con grandes dificultades para la movilidad.

El lector de pantalla Orca permite a las personas con dificultades en la visión utilizar el sonido como lenguaje representacional para el manejo de las aplicaciones. Como novedad en el mundo del software libre, en el sistema Heliox se ha integrado dicho sistema Orca (perteneciente al entorno gráfico Gnome) con el lector de textos del programa Okular (perteneciente al entorno gráfico KDE). Como resultado, el sistema

cuenta con un lector de documentos que puede leer textos en múltiples formatos, incluido el formato PDF, de manera simple y directa. También incorpora un entorno de interacción de aplicaciones basadas en texto (Adriane) que permite usar todas las aplicaciones mediante un interfaz de entrada de texto, manejado con adaptadores para lenguaje Braille, y un interfaz de salida de voz.



Ilustración 2. Sistema operativo Heliox, opciones de arranque.

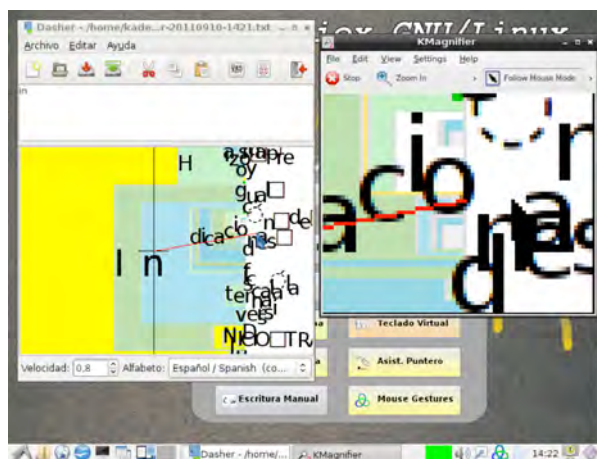


Ilustración 3. Sistema operativo Heliox, trabajo con tecnologías asistivas.

Finalmente, incorpora un lanzador de aplicaciones, provisto de una interfaz sencilla, muy comprensible e intuitiva, para el uso de las nuevas tecnologías dirigido a las personas mayores, personas con dificultades de aprendizaje o, simplemente, nuevos usuarios que necesitan una descripción menos técnica de la funcionalidad de los distintos recursos de software.

Por otro lado, se combina la funcionalidad abierta de los distintos recursos de software con ayudas para facilitar su integración y la comprensión de sus funciones. Para ello, se han preparado varios tipos de sesiones personalizadas desde el propio arranque de la distribución Heliox, de manera que cada usua-

rio pueda elegir una combinación de aplicaciones con el modo más adecuado de arranque y funcionamiento del ordenador, de acuerdo con sus requerimientos y preferencias particulares. En este sentido, se han predispuesto seis configuraciones por defecto para seis grupos diferentes de usuarios, según la siguiente lista:

- Personas sin ninguna de las dificultades consideradas en los siguientes grupos: la distribución Heliox provee de diferentes soluciones que hacen más sencilla la experiencia del usuario con el software libre.
- Personas con dificultades en la visión sin resto visual útil: Aplicaciones para el uso del interfaz mediante voz y braille como Adriane (Knoppix), SPD / Speech Dispatcher, BrIttY.
- Personas con dificultades en la visión con resto visual útil: Aplicaciones del grupo anterior y otras como Kmag, Orca, Pidgin, Cellwriter, Easystroke.
- Personas con movilidad reducida en brazos y manos: aplicaciones para el uso del interfaz mediante métodos alternativos al teclado o el ratón como Kmousetool, Dasher, KeyTouch, eViacam, GoK, Xvkbd, Easystroke.
- Personas con dificultades de aprendizaje y personas mayores: Modificaciones del escritorio, con iconos y texto aumentado y/o sustituidos por otros más intuitivos con descripciones sencillas.

En definitiva, tanto la base del sistema operativo Heliox-GNU/Linux como todos sus elementos y aplicaciones se han diseñado bajo principios de funcionalidad abierta, con el objetivo de que cada usuario pueda, si lo desea, realizar una personalización lo más completa posible del software, con el fin de que se adapte de manera óptima a sus requerimientos.

8. Conclusiones

Los principios desarrollados en este trabajo han tratado de ubicarnos, pues, en un marco de observación no limitado al conjunto de funcionamientos más frecuentes o mayoritarios, sino que tenga también en cuenta los modos menos frecuentes de funcionamiento e interacción con la tecnología.

Con este cambio de perspectiva el análisis se enriquece y logra una mayor sensibilidad, dado que, por quedar al margen de la norma, esos funcionamientos “diversos”, logrados habitualmente a través de la mediación de recursos tecnológicos, son mucho más susceptibles de verse restringidos, e incluso anulados, por la falta de accesibilidad en el diseño de las tecnologías en que se basan, por su elevado coste o simplemente por la carencia de las mismas.

El proyecto Heliox presentado en el último apartado recoge los principios éticos, técnicos, económicos y cognitivos presentados en un sistema operativo libre y gratuito que recoge un gran número de tecnologías de apoyo para personas con diversidad funcional. El diseño general del sistema trata de integrar estos recursos desde la perspectiva de los principios generales de diseños de funcionalidad abierta con multimodalidad representacional. El sistema operativo Heliox prueba que es posible integrar todo tipo de tecnologías de apoyo adecuadas para las personas con discapacidad de modo gratuito y, sobre todo, proporcionando un sistema que cada usuario puede adaptar a sus necesidades específicas y puede actualizar y mantener en el tiempo.

10. Referencias

Aslaksen, F., Bergh, S., Bringa, O. and Heggem, E. (1997). *Universal Design. Planning and Design for All*. The Norwe-

- gian State Council on Disability. <http://home.online.no/~bringa/universal.htm>
- BOE (2003). Ley 51/2003, de 2 de diciembre, de Igualdad de Oportunidades, No Discriminación y Accesibilidad Universal de las personas con discapacidad. <http://www.boe.es/boe/dias/2003/12/03/pdfs/A43187-43195.pdf>
- CUD (Centre for Universal Design) (1997). *Principles of Universal Design*. North Carolina State University. http://www.design.ncsu.edu/cud/about_ud/udprinciplestext.htm
- EIDD (European Institute for Design and Disability) (2004). *Stockholm Declaration*. <http://www.designforalleurope.org/Design-for-All/EIDD-Documents/Stockholm-Declaration/>
- European Commission (2001). *Discrimination by Design* (Background Paper). Conference, Brussels, 3rd December. http://www.accessibletourism.org/resources/dfa_ia_en.pdf
- G3ict (2007). *The Accessibility Imperative. Implications of the Convention on the Rights of Persons with Disabilities for Information and Communication Technologies*. http://g3ict.org/resource_center/g3ict_book_-_the_accessibility_imperative
- Googin, G. y Ch. Newell. (2003). *Digital Disability*. United Kingdom: Rowan & Littlefield.
- Moor, J. H. (1985). What is computer ethics? *Metaphilosophy*, 16 (4), 266-275.
- Mueller, J. L. (1998). "Assistive technology and universal design in the workplace". *Assistive Technology*, 10(1): 37-43.
- ONU (2006). *Convention on the Rights of Persons with Disabilities*. <http://www.un.org/esa/socdev/enable/rights/convtexte.htm>
- Swain, J., French, S., Barnes, C. and Thomas, C. (2004). *Disabling barriers-Enabling Enviroments*. London: Sage.

- Toboso, M. y Guzmán, F. (2010). "Cuerpos, capacidades, exigencias funcionales... y otros lechos de Procusto". *Política y Sociedad*, 47(1), 67-83. <http://revistas.ucm.es/index.php/POSO/article/view/POSO1010130067A>
- UNESCO (1999). *Declaración sobre la Ciencia y el Uso del Saber Científico*, Budapest, 1 de julio. http://www.unesco.org/science/wcs/esp/declaracion_s.htm
- UNESCO (2001). COMEST Sub-Commission on "The Ethics of the Information Society". <http://unesdoc.unesco.org/images/0012/001248/124896e.pdf>
- Vacas, F. (2007). "TVIC: Tecnologías para la vida cotidiana". *Telos*, nº 73. <http://www.campusred.net/TELOS/editorial.asp?rev=73>
- Vanderheiden, G. C. (1998). "Universal design and assistive technology in communication and information technologies: alternatives or complements?" *Assistive Technology*, 10(1):29-36.
- Winner, L. (2007). "Is there a right to shape technology?" *Argumentos de Razón Técnica*, nº 10, 305-328. [1] A.B. Pérez, C.D. García, y E.F. Martínez, "Título del artículo", *Revista*, Editorial, Localidad, Fecha, pp. 1-10.

Nuevas tecnologías aplicadas al ocio terapéutico

Rocío Zaragoza Martín¹ y María Costa Ferrer²

Resumen: El Instituto Tecnológico del Juguete (AIJU), es una asociación sin ánimo de lucro orientada a la investigación, el desarrollo, las innovaciones tecnológicas, el aumento de la competitividad y en la mejora de la calidad de los productos del sector industrial del juego y el juguete. AIJU se ha convertido en el motor de cambio de un sector hacia la elaboración de productos altamente cualificados y competitivos en todos los mercados.

Desde hace años, el área de Ocio Terapéutico para la Salud, está trabajando en proyectos de investigación relacionados con el ocio terapéutico dirigido a mejorar las capacidades cognitivas y físicas de nuestros mayores con el objetivo de desarrollar juegos basados en las tecnologías de la sociedad de la información que, usando interfaces avanzados de visualización e interacción, posean un alto valor terapéutico y preventivo que permita disfrutar de nuevas opciones de ocio mientras mejoran sus habilidades cognitivas, funcionales y sociales.

Ejemplo de ello son los trabajos de investigación realizados por AIJU como es el proyecto ACTIVA- Desarrollo de un sistema de terapia activa basada en el ejercicio físico que permita el fortalecimiento

1 Especialista en Ocio Terapéutico para la Salud de AIJU. C.e.: rociozaragoza@aiju.info.

2 Directora del departamento Consumidor infantil y Ocio de AIJU. C.e.: mcosta@aiju.info.

muscular en enfermos de Parkinson a través del ocio y las Nuevas Tecnologías de la Información y la Comunicación —y el proyecto SOCIABLE— Juegos de entrenamiento cognitivo e integración social, a través de las Nuevas Tecnologías, para personas mayores con algún tipo de demencia-. Ambos proyectos se exponen a continuación.

Abstract: *The Toy Technology Research Centre (AIJU) is a non-profit association dedicated to research, development, technological innovations, increased competitiveness and improvement in the quality of products from the gaming and toys sector. AIJU has become the driving force for change in the sector towards the generation of products that are highly qualified and competitive in all markets.*

For years, the area of Therapeutic Leisure for Health has been working in research projects based on therapeutic leisure aimed at improving cognitive and physical skills in elderly people in order to develop games based on society information technologies which, —through the use of advanced viewing and user interfaces—, have a high therapeutic and preventive value enabling new leisure options to be enjoyed while improving cognitive, functional and social skills.

An example of this is research work carried out by AIJU, such as the ACTIVA Project: Developing a system of ACTIVE therapy based on physical exercise to enable strengthening of muscles in Parkinson's sufferers through leisure and New Information and Communication Technologies; and the SOCIABLE Project: Games for cognitive training and social integration using New Technologies for elderly people with some form of dementia. Both projects are outlined below.

1. Introducción

El juego ha sido abordado desde disciplinas científicas muy diversas. La sociología y la antropología [1]; la psicología [2] y la pedagogía [3] han profundizado en el tema con el fin de ex-

plicar la influencia y efectos del juego en la existencia humana y destacan, en la mayor parte de las investigaciones, los importantes efectos de este tipo de actividad sobre el bienestar subjetivo y objetivo de los individuos. Asimismo, reivindican la importancia de utilizar las potencialidades del ocio y del juego como una herramienta especialmente adecuada para el desarrollo de programas de intervención en diferentes contextos.

De acuerdo con Gruppe, O. Citado por Bauer, R. y Egeler, R. [4], el movimiento, y el juego y el deporte no son solo algo que deba tener algún significado para los jóvenes y los niños. También las personas mayores pueden conservar este significado, pueden experimentar sus buenos efectos y pueden comprobar que es el complemento, el enriquecimiento y la profundización de sus vidas.

Siguiendo en esta línea, Tabarez Fernández [5] dirá más adelante que no se puede evitar hacerse mayor, pero si puede decidirse como hacerse mayor. Hacerse mayor no significa de ninguna manera una disminución de las capacidades físicas, de la actividad ni de la vitalidad; tampoco significa una reducción de las relaciones sociales con los demás. Esta edad puede ser enriquecedora y plena. De Schopenhauer proviene el axioma: "La salud no es todo en la vida, pero sin la salud todo es nada". Esto vale sobre todo para esta edad, donde los deseos, planes y esperanzas no son realizables sin salud.

Los beneficios aportados por la actividad lúdica a la intervención aparecen, una vez más, al considerar las áreas que los expertos [6] señalan como prioritarias para la mejora de la calidad de vida de este colectivo y comprobar su absoluta coincidencia con las potencialidades del juego como herramienta para la intervención:

- Promoción de la salud: a través de los juegos de ejercicio y actividades lúdicas que trabajan las habilidades cognitivas y mejoran la condición física.

- Promoción de la autonomía: a través de la mejora de las condiciones físicas, psicológicas y contextuales y de la creación de nuevas oportunidades para el aprendizaje.
- Mantenimiento del apoyo social: el entorno de juego favorece la consolidación de redes sociales, la comunicación y el contacto intergeneracional.

La actividad evita algunos factores como el aburrimiento, la rutina, el aislamiento, la soledad. Si la actividad elegida es grupal, agrega elementos de mucho interés para acrecentar una mejor calidad de vida: el grupo actúa emocionalmente de sostén, de red, aporta interlocutores que escuchan y a los que se aprende a escuchar, con pares que comparten similares condiciones o a veces estilos de vida. El grupo proporciona además la posibilidad de nuevos vínculos, tan necesarios en un proceso marcado por la soledad.

El juego en el adulto también es importante, aunque se tienda a creer lo contrario. En la persona adulta la realización de este tipo de actividades ayuda a evadirse de las preocupaciones y problemas. La necesidad de jugar es permanente durante toda la vida y no debe limitarse a la infancia. Aunque es cierto que durante la primera etapa de vida el juego es el centro de nuestra actividad vital; en los adultos también ocupa una parcela muy importante en cuanto al desarrollo de vida saludable, favoreciendo una actitud positiva y resolutoria en lo que respecta a inconvenientes y problemas que surgen a lo largo de la vida personal y laboral.

La etapa de la vejez marca el ingreso al mundo del tiempo libre con una fuerte ruptura con las obligaciones. En esta etapa, el juego ocupa de nuevo una posición muy importante en la vida de las personas.

Las características que definen al juego, y que lo convierten en una herramienta tan positiva, son la libertad, a la hora

de realizarla sin ningún tipo de obligación; participación, con los demás, en actividades grupales, y motivación que produce de manera intrínseca al establecer unos objetivos/meta que motiva al jugador a ser constante y acabar la partida. Tanto Piaget [7], como Chateau [8], muestran cómo contribuye a la educación y proporciona fuerzas y actitudes que permiten hacerse a sí mismo. Prepara el trayecto vital y el surgimiento de la personalidad, de ahí la necesidad de preservarlo, del modo más acorde a cada una de ellas.

Podemos detectar multitud de ventajas de las actividades lúdicas en todas las edades y en diferentes áreas. Se trata de una herramienta de alto valor terapéutico para el desarrollo evolutivo de la persona, tanto a nivel físico como psíquico.

2. Videoconsolas y rehabilitación física, cognitiva y social en personas con Parkinson, Alzheimer

Desde principios de los años 90 diversas investigaciones han mostrado como diferentes programas y juegos de ordenador han sido aplicados al cuidado y/o entrenamiento de distintas funciones cognitivas de las personas mayores o al entrenamiento y/o apoyo de sus cuidadores. Cabe citar el trabajo desarrollado por McConatha y Dermigny [9], quienes estudiaron los efectos del uso de un programa de ordenador interactivo entre ancianos (PRODIGY), gracias al cual se consiguió variar la rutina diaria de los ancianos, dándoles la oportunidad de aprender, comunicarse entre sí, etc. También puede citarse a Plude y Schwartz [10], que demostraron la efectividad de los CD interactivos como técnica adecuada para el entrenamiento de la memoria, el trabajo de Grandmaison y Simard [11] orientado a la estimulación de las capacidades memorísticas de los enfermos de Alzheimer u otros trabajos

que generaron juegos para mejorar la estimulación y memoria de pacientes con daño cerebral [12].

De entre los trabajos orientados a facilitar el proceso de comunicación puede citarse el de Emering, Boulic y Thalmann [13] en el que, mediante la utilización de técnicas de agentes virtuales autónomos, se facilitaba al usuario el proceso de integración en el entorno virtual. Entre los trabajos orientados a mejorar la calidad de vida puede citarse, el de Wakamatsu y Takahara [14] centrado en la mejora del proceso de rehabilitación física, proponiendo la interacción con una serie de objetos en movimiento, o el trabajo de Oyama, et al. [15] centrado en la estimulación sensorial.

También cabe indicar el trabajo de Albani et al. [16], el cual desarrollo videojuegos para en enfermos de Parkinson con el objeto de crear estrategias conductuales motoras. Como trabajos orientados a evaluar el efecto que la edad produce en algunas de las capacidades, pueden citarse el de McGee et al. [17], centrado en el estudio de la utilidad de esta tecnología para evaluar sus habilidades viso-espaciales, o el de Moffat et al. [18], centrado en el estudio de la utilidad de esta tecnología para evaluar la influencia de los errores de memoria espacial en el proceso de navegación.

Son muchas también las experiencias llevadas a cabo con Internet, basadas en la bondad de la utilización de esta técnica en las posibilidades que ofrece de cara a facilitar la comunicación entre personas, con la repercusión que ello lleva de cara a reducir el sentimiento de soledad y depresión.

Actualmente se están realizando también diversos proyectos de investigación que involucran a videojuegos especialmente diseñados para realizar tareas de rehabilitación de usuarios con diversas patologías, de tal manera que sean capaces de realizar la rehabilitación en su propio hogar de una manera más efectiva, ya que esta se efectúa en un entorno más amigable, en horarios que el usuario puede determinar

y sin la presión que puede suponer el desplazamiento a un centro médico. Por ejemplo se han desarrollado controles que monitorizan el movimiento para la recuperación de lesiones mediante la simulación de un juego en el que debe moverse la extremidad para agarrar o coger ciertos objetos [19].

Más recientemente universidades e investigadores de distintas partes del mundo confirman la gran potencialidad de este recurso para su uso con personas mayores. En el año 2010 en Japón hay registrados 120 hospitales que utilizan los videojuegos en la terapia física, e investigadores estadounidenses trabajan en videojuegos para ejercitar el cerebro. Cabe resaltar una investigación llevada a cabo en la Universidad de Texas denominada SENULUDENS que demuestra también los beneficios del diseño de videojuegos terapéuticos para las próximas generaciones de personas mayores. Según este autor, la investigación en este ámbito no solo es una nueva oportunidad de mercado para las empresas sino también una responsabilidad social.

Así mismo, en 2008, investigadores de la Universidad de California (Instituto Sam y Rose) desarrollaron con éxito videojuegos para tratar los síntomas de la depresión en personas mayores y en la Universidad de Illinois comprobaron como el uso de videojuegos mejoro la capacidad mental de un grupo de personas mayores. En 2009, un estudio realizado en España por la Asociación de Desarrolladores de Ocio Interactivo Digital (DOID) y la Universidad Complutense de Madrid encontró que el grupo de edad que más cantidad de horas al día invierte en jugar con videojuegos es el de 55 a 64 años, ya que disponen de mucho más tiempo libre en su jornada diaria.

Todo ello ha generado la apertura de una nueva generación de videojuegos pensados para este colectivo cuyo desarrollo ha surgido mayoritariamente de Estados Unidos y Japón con un incipiente crecimiento. Por ejemplo juegos como

para el entrenamiento cognitivo como Brain Training, Brain Age, su sucesor Brain Age Academy, Art Dealer o consolas como la Nintendo Dsi XL destinada específicamente a la población mayor por su mayor tamaño y mejor accesibilidad. También están apareciendo gracias a las nuevas videoconsolas y controle, videojuegos que exigen movilidad para poder ser jugados ayudando además a mantener la condición física de las personas.

Con la enfermedad de Parkinson surgen múltiples síntomas motores como la rigidez, bloqueos, arrastre de pies al caminar, pérdida de postura, equilibrio, movilidad y de destreza en movimiento, entre otros. Así, uno de los objetivos del tratamiento de estos pacientes es rehabilitar, o al menos mantener la funcionalidad del movimiento.

Se están realizando estudios desde distintos centros de innovación tecnológica y universidades que están observando los beneficios que aportan las nuevas videoconsolas interactivas que requieren movimiento físico y concentración por parte de los usuarios. Los resultados obtenidos hasta el momento muestran buenas perspectivas, somos conscientes que los ejercicios no pueden detener la evolución de la enfermedad, pero mejoran la fuerza corporal para que la persona se sienta menos incapacitada.

Por otro lado la Universidad de Stanford, California, está realizando estudios con la consola Wii de Nintendo y su juego Wii Sports con el que se está observando una ligera progresión en la enfermedad. Se han propuesto extraer pruebas de la efectividad a corto o largo plazo de ejercicios como los que requiere 'Wii Sports'. El videojuego que acompaña a Wii y que incluye béisbol, tenis, boxeo, bolos y golf, se está usando como instrumento para tratar a 30 enfermos de Parkinson cuyo objetivo es demostrar cuál es el más útil de los ejercicios que se incluyen en el juego, para los pacientes. Los primeros resultados han sido positivos, indican pequeñas mejoras en

los pacientes que han alcanzado por el momento el 98% de los objetivos marcados. El estudio, cuenta con el beneplácito de la Fundación Nacional de Parkinson estadounidense y se está llevando a cabo por el Departamento de Terapia Ocupacional y el Programa de Desordenes en el Movimiento del Medical College de Georgia. El Doctor Hertz, profesor asistente de terapia ocupacional en la Escuela de Ciencias Aliadas de la Salud, del Medical College de Georgia y participe en este proyecto afirma que el sistema Wii al ser interactivo propicia ciertos movimientos funcionales para poder dar respuesta, siendo un mecanismo eficaz para el trabajo con los pacientes de Parkinson.

Los estudios realizados hasta hoy en los que se han aplicado nuevas tecnologías ofrecen un panorama muy positivo de la capacidad de estas para ayudar a estos enfermos. Estas tecnologías unidas a las actividades de ocio nos aportan alternativas que mejoran la vida de los pacientes frenando la degeneración neuronal y proporcionándoles una mayor autonomía en sus tareas diarias. A la vista de los beneficios que tienen las nuevas tecnologías aplicadas al ocio, nuestro objetivo es crear juegos interactivos específicos para diferentes tipos de patologías que tengan en cuenta todos los aspectos de la enfermedad para adaptarlo a las necesidades específicas. Se trata de crear juegos terapéuticos personalizados mediante el uso de las nuevas tecnologías de la comunicación y de la Información.

Estas son algunas de las potencialidades que ofrece esta combinación y que aplicamos en todos nuestros desarrollos:

- Promovemos la e-inclusión de las personas mayores a través de un método novedoso: el juego.
- Contribuimos a una mejora general de las habilidades que impactan sobre la Calidad de vida, con especial énfasis en las habilidades cognitivas.

- Promovemos la comunicación entre ciudadanos mayores y sus familias, facilitando compartir experiencias a través de un sistema alternativo de comunicación.
- Ofrecemos a los expertos en atención a las mayores innovadoras aplicaciones lúdicas que pueden ser utilizadas en su trabajo diario para monitorizar variables relacionadas con la calidad de vida y la función cognitiva.

Ejemplo de ello son los trabajos de investigación realizados por AIJU: ACTIVA y SOCIABLE. Ambos proyectos se exponen a continuación.

3. Proyecto ACTIVA

Desarrollo de un sistema de terapia ACTIVA basada en el ejercicio físico que permita el fortalecimiento muscular en enfermos de Parkinson a través del ocio y las Nuevas Tecnologías de la Información y la Comunicación.

Este proyecto, coordinado por AIJU y cofinanciado por el Ministerio de Industria, Turismo y Comercio y por el Fondo Social Europeo dentro del Plan Nacional de Investigación Científica, Desarrollo e Innovación Tecnológica 2008-2011 (Plan Avanza), tiene como principal objetivo establecer la base para el desarrollo de un juego interactivo de alto valor lúdico y terapéutico basado en la combinación del ejercicio físico con tecnologías avanzadas de visualización y comunicación para la promoción de la socialización, el entretenimiento y mejora de las habilidades motoras y musculares en personas con Parkinson. Además, con los requerimientos de usabilidad específicos de este colectivo, y que, basados en las Tecnologías de la Información y de la Comunicación más avanzadas-

TICs- ofrecerán nuevas opciones de ocio mientras mejoran sus habilidades funcionales y sociales.

Para ello se han utilizado los Wiimotes de la consola Wii de Nintendo como soporte de interacción de los juegos que se desarrollarán. Además, los juegos interactivos están integrados con un sistema de gestión e información del Parkinson que permite a los terapeutas gestionar la rehabilitación de sus usuarios. Para ello podrán, por un lado, seleccionar los juegos establecidos para cada usuario y los niveles de dificultad de los mismos y por otro lado, obtener los resultados de los pacientes recogiendo información de gran utilidad sobre la evolución y desempeño de cada usuario en su rehabilitación a través de los juegos desarrollados.

El proyecto, surge como respuesta a una serie de necesidades actuales de la Asociación de Parkinson Madrid (participante en el proyecto), y extensible a todas las Asociaciones de Parkinson Nacionales.

Las Tecnologías de la Información y de la Comunicación (TICs) irrumpen con fuerza en la sociedad mientras el colectivo de personas afectadas por la enfermedad de Parkinson necesitan y demandan nuevas formas de ayuda para enfrentarse a su vida cotidiana. Este colectivo se enfrenta a importantes barreras que dificultan el uso y disfrute de sus ventajas y posibilidades.

Considerando las conclusiones obtenidas en numerosas investigaciones sobre el juego y nuevas tecnologías, parece evidente que la combinación de ambos elementos permitiría intervenir de forma simultánea e innovadora sobre los aspectos considerados esenciales en la intervención social y de salud en la gente con Parkinson. Por otro lado, los datos reflejan que la enfermedad de Parkinson afecta a unos cuatro millones de personas en todo el mundo. En nuestro país más de 120.000 personas padecen esta patología y cada año surgen entre 3100 y 8000 nuevos (INE, 2009) casos de en-

fermos de Parkinson. Además, la edad promedio de inicio es de 60 años y el riesgo de padecer la enfermedad aumenta significativamente con la edad, por ello se espera que el impacto económico y en la salud pública de esta enfermedad aumente a medida que la población envejezca. El continuo envejecimiento de la población y el espectacular incremento de la expectativa de vida van seguidos necesariamente de mayor número absoluto de pacientes.

Basado en la evidencia de la influencia positiva de la actividad lúdica sobre la satisfacción vital y la calidad de vida, el equipo de investigadores de AIJU plantearon esta propuesta que permitirá explorar científicamente como la combinación de juego, el ejercicio físico y Tecnologías Avanzadas de la Información y la Comunicación puede ser utilizada como herramienta de ocio para la prevención y la rehabilitación de los efectos negativos asociados a la enfermedad de Parkinson (temblores, rigidez, lentitud de movimientos, etc.).

Considerando las conclusiones obtenidas en numerosas investigaciones sobre el juego, nuevas tecnologías y más concretamente sobre la plataforma Wii, parece evidente que la combinación de ambos elementos permitiría intervenir de forma simultánea e innovadora sobre los aspectos considerados esenciales en la intervención social y de salud en las personas que padecen esta patología.

El programa metodológico diseñado en ACTIVA parte de la prioridad de involucrar tanto a los usuarios potenciales como a los expertos en Parkinson en todas las fases del proyecto. El diseño de la investigación, basado en la triangulación metodológica, combina técnicas cualitativas y cuantitativas de recogida y análisis de datos que serán utilizadas de forma simultánea en función de los objetivos específicos de cada Módulo de trabajo.

ACTIVA ha acogido a expertos en creación de productos lúdicos de alto valor terapéutico, especialistas en Realidad

Virtual y TICs, expertos en Parkinson, y usuarios finales para la creación del primer prototipo de juego basado en las tecnologías más avanzadas de la Información y la Comunicación para la mejora de las capacidades físicas y funcionales de las personas que están afectadas por la enfermedad de Parkinson.

El prototipo, implantado en la Asociación de Parkinson Madrid, está siendo probado por un gran número expertos en la enfermedad de Parkinson y por 150 pacientes para su validación en las diferentes modalidades de uso preestablecidas: juego individual, juego colectivo juego en línea (on-line) entre centros.

Para conseguir un uso cómodo y motivador tanto del propio mando de la Wii como de los interfaces de visualización e interacción que integrará, ha sido necesaria la colaboración de un grupo interdisciplinar para, por una parte, estudiar los requerimientos y preferencias del colectivo objetivo de estudio y, por otra, determinar las posibilidades que ofrecen las tecnologías avanzadas de la información para la intervención terapéutica y para el disfrute del tiempo de ocio y de los contenidos lúdicos diseñados.

4. Proyecto SOCIABLE

Motivating platform for elderly networking, mental reinforcement and social interaction.

El proyecto SOCIABLE, financiado por programa ICT Policy Support Programme de la Comisión Europea, tiene como objetivo crear una plataforma de asistencia terapéutica basada en las TIC para la mejora integral de la actividad mental, así como impulsar la interacción social para las personas que han sido diagnosticados de demencia leve.

El proyecto SOCIABLE está altamente motivado por el hecho de que la combinación de actividad física y cognitiva junto con participación social, resulta altamente efectiva. Por consiguiente, el proyecto propuesto lidera una aproximación totalmente novedosa basada en Tecnologías de la Comunicación y de la Información (TICs) como medio de apoyo integral a la actividad mental, así como para potenciar la interacción social de los individuos diagnosticados de demencia leve. Esta nueva aproximación se construye sobre tres pilares tecnológicos de probada eficacia: (a) nuevas interfaces de realidad mixta perceptiva basadas en dispositivos informáticos de superficie multitáctil, (b) una plataforma modular para el desarrollo de juegos de entrenamiento cognitivo que permite la creación y la personalización de dichos juegos y (c) capacidad para la “creación de perfiles” y la “búsqueda de compatibilidad” social para potenciar las redes sociales y la interacción entre personas mayores.

En términos generales, SOCIABLE integra y opera un innovador servicio online habilitado mediante ICT para la evaluación y posterior refuerzo de la capacidad cognitiva de las personas mayores con Alzheimer u otro tipo de demencias mediante amenas actividades de juego de entrenamiento cognitivo, al tiempo que potenciará el desarrollo de sus redes sociales y la activación de sus interacciones interpersonales diarias.

Ha contado con la participación de 350 personas mayores, con y sin patología, en 7 ubicaciones piloto diferentes de 5 países europeos (Grecia, Italia, Noruega y España).

SOCIABLE combina el factor humano con innovadores servicios basados en TICs y las tecnologías de vida independiente. Más específicamente, SOCIABLE combina los servicios de cuidados y soporte humano ofrecidos por los centros de atención, los profesionales sanitarios y los expertos médicos especializados con vanguardistas tecnologías de infraestruc-

turas TICs accesibles y que facilitan la vida independiente para que las personas mayores puedan:

- Acceder a un motivador entorno de juego online (también offline o fuera de línea) basado en tecnologías de interfaces de realidad mixta y herramientas terapéuticas relacionadas con el juego con el objetivo de prevenir y enlentecer la evolución de la demencia mediante juegos de entrenamiento cognitivo para personas mayores. Dicho sistema incluye juegos entrenamiento cognitivo individualizado y juegos para disfrutar en equipo integrados con actividades de activación social a través de la red que permite que usuarios de diferentes países puedan comunicarse.
- Evaluación por parte de expertos de la evolución cognitiva de las personas con demencia leve. Esto conlleva la recogida de información relativa al estado cognitivo/funcional/afectivo de la persona mayor, así como de información relacionada con el contexto. Dicha información será recopilada, guardada y presentada de forma sistemática para que los profesionales sanitarios y expertos médicos de los centros de atención se sirvan de ella a la hora de interpretar el estado cognitivo, funcional y afectivo de las personas mayores con demencia leve y de definir programas de entrenamiento apropiados y otras medidas terapéuticas.
- Activar y/o incrementar la calidad y cantidad de las interacciones sociales de las personas mayores con otros usuarios. Esto se conseguirá teniendo en cuenta los perfiles y preferencias de las personas mayores con un innovador servicio de "búsqueda de compatibilidad social" ofrecido a través de la plataforma SOCIABLE, que fomentará las interacciones sociales de las personas mayores.

SOCIABLE ha sido instalado para su validación en los centros de atención especializada y de ocio para personas mayores, así como en los hogares.

5. Conclusiones

Desde la perspectiva actual, se considera que el juego no es simplemente una actividad de diversión para todos, sino que es también un dinamizador del desarrollo y un instrumento privilegiado para favorecer el aprendizaje, a la vez que determina unas acciones que conducen a adquirir nuevas habilidades en el ser humano.

El juego, como cualquier otra actividad de ocio, genera en sí mismo importantes efectos positivos sobre la calidad de vida. Si, además, la propuesta lúdica ha sido diseñada poniendo especial interés en las características y necesidades del destinatario final, los efectos se multiplican.

Los videojuegos han abierto un nuevo paradigma en rehabilitación de enfermos y entrenamiento de las habilidades físicas y cognitivas de las personas de todas las edades. Así, su potencial pedagógico y de entrenamiento efectivo de habilidades psicomotrices, lo vincula estrechamente al concepto de calidad de vida siempre que, sin obviar su naturaleza lúdica, estén enfocados a fines terapéuticos y funcionales.

6. Referencias

- [1] Huizinga, J. (1943): Homo Ludens: el juego y la cultura. Alianza Editorial. ISBN 9788420635392.
- [2] Piaget, J., Lorenz, K. y Erikson, E.H.: Juego y Desarrollo. Barcelona. Crítica, 1982.

- [3] Bruner, J. S. (1988): Desarrollo cognitivo y educación. Morata. Madrid.
- [4] Baur, R. y Egeler, R. (2001) Gimnasia, juego y deporte para mayores. Barcelona: Paidotribo.
- [5] Tabarez Fernández, J. (2005). El Ocio como dispositivo para la potenciación del desarrollo humano. Ediciones Aljibe. Málaga.
- [6] García y Gómez, (2003) Efecto de los talleres de Ocio sobre el bienestar subjetivo en las personas mayores. Universidad de Málaga. Revista de Psicología Social. 18 (1). 3547.
- [7] Piaget, Jean. 1970. "Corrientes principales en psicología". London: George Allen & Unwin, 1973.
- [8] Chateau, Jean (1981), "Psicología de los Juegos Infantiles". Publicado en Internet en: <http://www.monografias.com/trabajos87/juegos-fisicos-recreativos-mejorar-motivacion-adultos-mayores/juegos-fisicos-recreativos-mejorar-motivacion-adultos-mayores.shtml>
- [9] McConatha, J., McConatha, M., Deaner, S., Dermigny, R. (1995): A computerbased intervention for the education and therapy of institutionalized older adults Educational gerontology . Volume 21, issue 2, 1995, pages 129-138
- [10] Plude, D.J., y Schwartz, L. (1996). New technologies for memory training with older adults. Cognitive Technology, 1, 2535.
- [11] Grandmaison, E., Simard, M. (2003). A Critical Review of Memory Stimulation Programs in Alzheimer's Disease. J Neuropsychiatry Clin Neurosci 15:130144, May 2003. American Psychiatric Press, Inc.
- [12] Gervasi, O., Magni, R., Zampolini, M. (2010). NuReha-VR: virtual reality in neuro telerehabilitation of patients with traumatic brain injury and stroke. Volume N 14, Número 2, 131141, DOI: 10.1007/s1005500901497.

- [13] Emering, L., Boulic, R., Thalman, D. (1999). Conferring Human Action recognition Skills to Lifelike Agents, Applied Artificial Intelligence Journal, Special Issue on 'Animated Interface Agents: Making them Intelligent, Vol.13, No45, pp.539565.
- [14] Wakamatsu, H., Takahara, K., (1999). Automatic control of respiration to deal with differences of individual characteristics. Proceedings of the IFAC 14th World Congress, Biomedical Control L. Pergamon, Oxford, pp 17–22.
- [15] Oyama, H., Ohsuga, M., Tatsuno, Y., Katsumata, N. (1999). "Evaluation of the PsychoOncological Effectiveness of the Bedside Wellness System," CyberPsychology & Behavior. 2(1), 8184.
- [16] Albani, G., Pignatti, R., Bertella, L., Priano, L., Semenza, C., Molinati, E., Riva, G., Mauro, A. (2002). Common daily activities in the virtual environment: a preliminary study in parkinsonian patients. Neurological Sciences. 23 (Suppl 2):S4950.
- [17] McGee, J.S., Van Der Zaag, C., Buckwalter, J.G., Thiebaut, M., Van Rooyen, A., Neuman, U., Sisemore, D., Rizzo, A.A. (2000) "Issues for the Assessment of Visuospatial Skills in Older Adults Using Virtual Environment Technology", Cyberpsychology & Behavior, Volume 3, Number 3,
- [18] Moffat, S.D., Zonderman, A.B., Resnick, S.M. (2001). Age differences in spatial memory in a virtual environments navigation task. Neurobiology of Aging, 22, 787796.
- [19] Holden, M.K., Dyar, T.A., Dayancimadoro, L. (2007). Telerehabilitation using a virtual environment improves upper extremity function in patients with stroke. IEEE Trans Neural Systems Rehab Eng. 15(1):3642.

ASSIST: un sistema móvil de asistencia integral para personas con diversidad funcional intelectual

Javier Gómez y Germán Montoro¹

Resumen: En este artículo se presenta AssisT, un sistema móvil de asistencia integral, diseñado y adaptado para dar soporte en la realización de todo tipo de actividades de la vida diaria, como las tareas instrumentales y los desplazamientos (tanto en exteriores como en interiores). El sistema hace uso de smartphones y secuenciación de instrucciones simples para ofrecer una experiencia de asistencia personalizada y unificada, cubriendo las necesidades que pueden surgir en el día a día.

Abstract: In this paper the mobile assistive system AssisT is presented. It has been designed and adapted to support any type of activities, including instrumental tasks and navigation (outdoors and indoors). To do that, it makes use of smartphones and sequencing of complex activities into simpler instructions, to offer a customized and unified assistance experience, covering all the necessities of the daily living.

¹ Universidad Autónoma de Madrid. C.e.: {jg.escribano, german.montoro}@uam.es.

1. Introducción

En la Era de la Información y la Comunicación, y bajo el ámbito de la Computación Ubicua, nuestra sociedad está experimentando cambios en la forma en la que nos relacionamos y entendemos la tecnología, cómo la apreciamos y cómo la aplicamos. Apreciación en el sentido de, como Mark Weiser expuso en [1], crear un mundo lleno de tecnología que, sin embargo, se está volviendo (la tecnología) transparente para nosotros. Está desapareciendo. Con respecto a su aplicación, y particularmente en el área de la computación, se están usando en nuevas áreas en las que nunca se habían empleado antes como, por ejemplo, visión artificial con fines médicos. En este sentido, uno de estos nuevos ámbitos de aplicación es la asistencia de personas con diversidad funcional o necesidades especiales. En concreto, esta área de investigación se conoce como "Tecnologías para la Asistencia" (Assistive Technologies, at) y se definió en el Assistive Technology Act de 1998 (ATA/1998) como "cualquier producto, dispositivo o equipamiento adquirido comercialmente, modificado o personalizado, que se use para mantener, incrementar o mejorar las capacidades funcionales de personas con discapacidad" [2].

A finales de los años 80, Kirsch et al- acuñaron el término "prótesis cognitivas", definidas como "estrategias compensatorias que alteran el entorno del paciente para hacer actividades funcionales específicas" [3].

Más tarde, Cole expandió esta definición, añadiendo una serie de atributos [4]:

- Utiliza recursos computacionales.
- Se ha diseñado específicamente con fines de rehabilitación.
- Asiste directamente al paciente en sus actividades de la vida diaria.

- Altamente adaptada a las necesidades del usuario.

Por otro lado, Bergman definió el término "Órtosis Cognitiva" [5] como "dispositivos que apoyan funciones cerebrales débiles o ineficientes".

Finalmente, LoPresti et al. [6] juntaron ambas definiciones (prótesis y órtosis cognitiva) bajo el término "*Assistive Technologies for Cognition*" (tecnologías para la asistencia cognitiva, ATC). Así, hacia finales del siglo XX quedaban establecidas las bases para el uso de tecnología para la asistencia de personas con diversidad funcional intelectual.

1.1. Diversidad funcional intelectual y vida diría

La diversidad funcional afecta en diferente modo a los aspectos de la vida diaria de las personas. Principalmente, se ven limitadas la autonomía y la independencia de las personas. En concreto, el ciclo de actividad diaria de cualquier persona se puede dividir en base a tres entornos: la vida doméstica, la educación y el empleo, y las relaciones intrapersonales que surgen en cualquiera de los tres ámbitos. Por ello, este ciclo se suele replicar a la hora de plantear un proceso formativo (o rehabilitación en el caso del DCA) para personas con diversidad funcional intelectual, haciendo especial hincapié en la atención temprana [7].

2. Trabajo relacionado

En la literatura no se encuentran desarrollos que ofrezcan una asistencia integral. Por ello, si un usuario requiere de apoyo en diferentes tipos de actividades, deberá adquirir y manejar diversos sistemas, lo que conlleva una serie de problemas, como el difícil acceso económico o la necesidad aprender a

manejar los diferentes dispositivos o soluciones. Esto conlleva a que, actualmente, exista una alta tasa de abandono de estas tecnologías [8].

Si se estudia cada tipo de actividad por separado, sí que existen ejemplos de proyectos y desarrollos, tanto comerciales como en fase de investigación. A continuación se presentan algunos de los más relevantes, clasificados de acuerdo al tipo de actividad que asisten (tareas instrumentales, navegación en entornos exteriores y navegación en entornos interiores).

2.1 Tareas instrumentales

Para la asistencia en este tipo de actividades se han tomado multitud de aproximaciones. Por ejemplo, el proyecto ARCHIPEL [9] hace uso de una cocina inteligente para guiar al usuario en la preparación de alimentos. Para ello, gracias a los diferentes sensores y actuadores el sistema ofrece las instrucciones y ayuda a localizar los diferentes elementos que se van necesitando.

Un ejemplo de sistema móvil para la asistencia es MAPS (*Memory Aiding Prompting System*) [10]. Este proyecto hace uso de PDAs para ofrecer una secuencia de imágenes y contenido multimedia que ayuda a llevar a cabo una tarea. Además, se pueden diseñar actividades que requieran localización (como el uso del transporte público) gracias a módulos adicionales de GPS.

Por otro lado, un proyecto centrado en el empleo con apoyo es EcaTIC [11]. Esta aplicación para iPad permite a las personas de apoyo diseñar y planificar las actividades que realizan los usuarios en su entorno laboral. Los usuarios con diversidad funcional, por otro lado, reciben el apoyo necesario para completar sus tareas.

Los ejemplos anteriores requieren de la interacción del usuario para avanzar en la secuencia. Sin embargo, otros tra-

bajos como TEBRA (*TEeth BRushing Assistance*) [12] o Kinemapt [13] ofrecen guiado automático gracias a la detección de la actividad mediante cámaras y dispositivos Kinect. Sin embargo, a pesar de lo novedoso de estos sistemas, resultan realmente costosos de configurar y mantener ya que requieren del entrenamiento de los sistemas de control para la identificación correcta de los pasos.

2.2 Navegación en entornos exteriores

La navegación en entornos exteriores generalmente se basa en la localización del usuario mediante el GPS. En este sentido, la mayor parte de los proyectos analizados se han centrado en estudiar los diferentes mecanismos para ofrecer las instrucciones, como son el texto, las flechas, fotografías, etc., y como adaptar el cálculo de las rutas. Así, trabajos como [14] o [15] presentan estudios sobre las técnicas para presentar la información. Los resultados a los que llegaron los autores fueron parecidos, obteniendo mejor rendimiento la identificación de puntos de referencia (mostrados en fotografías).

Con respecto al cálculo de rutas, en el trabajo de Hervás et al. [16] se presenta una aproximación novedosa: en lugar de tomar el camino más rápido entre dos puntos, se analizan los diferentes puntos intermedios por los que ya ha pasado el usuario (o son de su interés) para ofrecer una ruta que pase por éstos. Además, la técnica de presentación de la información fue la realidad aumentada, es decir, se superpusieron flechas indicando la dirección sobre la imagen real tomada por la cámara. Otro ejemplo de alternativas al cálculo "tradicional" de rutas es la propuesta de Holone et al. [17]. En este caso, el cálculo de rutas hace uso de información que añaden los propios usuarios sobre la accesibilidad de las calles. De esta forma, se puede adaptar la ruta a las necesidades particulares de un usuario (por ejemplo, que no haya bordillos

para una persona que se desplaza en silla de ruedas o que se evite una cierta calle en la que hay obras).

2.3. Navegación en entornos interiores

La navegación en entornos interiores difiere de la de exteriores principalmente por la tecnología disponible para localizar al usuario. Para entornos exteriores se utiliza principalmente el GPS. Sin embargo, esta técnica no funciona en entornos interiores. Por lo tanto, se plantean otra serie de aproximaciones para localizar al usuario de forma efectiva, como son la navegación estimada, la triangularización de señales, la detección directa de etiquetas visuales o balizas y el reconocimiento de patrones. Las diferentes técnicas presentan ventajas e inconvenientes, en lo que a la relación precisión-coste se refiere. Así, por ejemplo, se pueden encontrar sistemas como *Pedestrian Dead Reckoning* [18], que hace uso de sensores inerciales para estimar la posición del usuario a partir de un punto inicial conocido, o *U-Service Dog* [19] que hace uso de etiquetas RFID que al ser escaneadas con la PDA del usuario, permiten ofrecer las instrucciones pertinentes a los usuarios.

Por otro lado, con respecto a sistemas que hacen uso de etiquetas visuales encontramos WADER (*Wayfinding system with deviation recovery*) [20], que hace uso de códigos QR, distribuidos por el entorno, para ofrecer el guiado. Así, una vez el usuario los escanea con su PDA, el navegador de internet muestra la fotografía del siguiente código. Este sistema, a pesar de ser novedoso, está fuertemente limitado en cuanto a la recuperación frente a errores y la interacción.

3. Sistema de asistencia integral AssisT

A partir de los trabajos relacionados estudiados y diferentes reuniones con expertos en la formación, rehabilitación y cuidado de personas con diversidad funcional intelectual, se ha diseñado y desarrollado el sistema móvil de asistencia integral AssisT. Para ello, gracias al uso de *smartphones*, AssisT es capaz de dar soporte en las diferentes actividades de la vida diaria de las personas con diversidad funcional intelectual. En concreto, se compone de tres módulos: AssisT-Task, AssisT-Out y AssisT-In, que proveen asistencia en la realización de tareas instrumentales, navegación en entornos exteriores y navegación en entornos interiores, respectivamente.

El sistema se ha diseñado siguiendo un proceso centrado en el usuario. De este modo, tanto el mecanismo de asistencia como las interfaces se adaptan a las necesidades del usuario, la actividad y su contexto. Por un lado, el mecanismo de asistencia de los tres módulos se basa en la división de la actividad en una secuencia de instrucciones simples que se deben seguir hasta cumplir el objetivo (bien sea terminar una tarea o llegar a un destino). Además, estas instrucciones se ven reforzadas mediante imágenes y se ofrece la conversión automática de texto a voz, para emitir el mensaje por el canal auditivo. Por otro lado, el sistema promueve la dualidad asistencia-entrenamiento, permitiendo que la persona de apoyo vaya reduciendo el apoyo que recibe un usuario de acuerdo a su avance.

Con respecto a las interfaces, AssisT ofrece una experiencia unificada, de forma que la estética y el uso de uno de los módulos son muy similares al de los otros. Esto facilita el acceso a la asistencia, ya que el cambio de uno a otro resulta transparente al usuario. Además, todo el proceso de asistencia se registra, de forma que los educadores o familiares pueden analizar a posteriori el desempeño de los usuarios a su cargo.

El módulo AssisT-Task es el encargado de asistir en la realización de tareas instrumentales, tanto en el ámbito doméstico, como el educativo y el laboral. Para ello, gracias al uso del *smartphone* del usuario en combinación con códigos QR,² el dispositivo presenta la secuencia de instrucciones a seguir, de forma adaptada tanto al usuario y su contexto como a la tarea.

Por otro lado, el módulo AssisT-Out asiste a los usuarios en sus desplazamientos a pie en entornos exteriores. Para ello, tanto el cálculo de la ruta como la presentación de las instrucciones se ha adaptado de forma que seguir la ruta consiste en seguir una secuencia de instrucciones sencillas (continúa recto, gira a la izquierda o gira a la derecha) reforzadas con imágenes a pie de calle.

Finalmente, el módulo AssisT-In ofrece asistencia en los desplazamientos en entornos interiores. Para ello, se basa de nuevo en la secuenciación de instrucciones simples y se apoya en códigos QR para localizar y guiar al usuario.

3.1. AssisT-Task

AssisT-Task es una herramienta móvil para el guiado en la realización de tareas de la vida diaria, en concreto, tareas instrumentales secuenciales. Para ello, se emplea el teléfono móvil del usuario como dispositivo de presentación de las instrucciones, interacción y registro de actividad.

La adaptación a las necesidades y capacidades del usuario es un requisito fundamental. Para ello, tanto las interfaces como la interacción se han diseñado en colaboración con expertos en formación y rehabilitación de personas con diversidad funcional intelectual. A continuación se detallan

² QR Code is registered trademark of DENSO WAVE INCORPORATED.

las características principales de este módulo, tanto desde el punto de vista interactivo como de adaptación de las secuencias.

3.1.1. Identificación de la tarea

Para la identificación de las diferentes tareas se debe etiquetar el entorno (lugares, dispositivos, elementos, etc.) de forma que, al escanear la etiqueta correspondiente, se muestre el manual para hacer la tarea relacionada con ese lugar/dispositivo. Para ello, en cada etiqueta (QR) se codificará la información necesaria para identificar de forma única la tarea a realizar. Además, al ser códigos imprimibles, se pueden reutilizar o reponer fácilmente en caso de deterioro y, al tratarse de etiquetas visuales, los usuarios las podrán identificar de forma sencilla en el entorno.

La captura del código y decodificación se realiza de forma automática. Al abrir la aplicación se muestra la pantalla de captura. Así, el usuario tan sólo tiene que enfocar la cámara del teléfono hacia el QR y éste lo identifica automáticamente, sin tener que interaccionar con el terminal.

3.1.2. Guiado

Gracias al uso de *smartphones* junto con códigos QR, los usuarios pueden acceder a la ayuda en cualquier momento y lugar.

Como se introdujo anteriormente, el mecanismo de guiado se basa en dividir una tarea compleja en una secuencia de instrucciones simples. De esta forma, la realización de las tareas se puede mecanizar y adaptar a las necesidades de los usuarios. Además, las instrucciones se acompañan de imágenes descriptivas que ayudan a identificar elementos importantes para llevarla a cabo, por ejemplo.

A la hora de presentar las instrucciones se ha diseñado una interfaz sencilla y adaptada a las necesidades particulares de los usuarios. Como ejemplo, en la Imagen 1 se presenta una captura de pantalla de un paso de la tarea "hacer una tortilla de patatas". Como se puede apreciar en la imagen

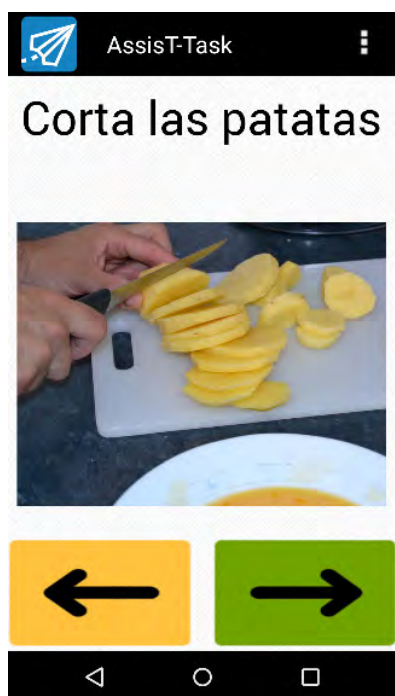


Imagen 1. Captura de pantalla del paso "corta las patatas" de la tarea "hacer tortilla de patatas".

la interfaz cuenta con dos barras de sistema de fondo negro (una en la zona superior y otra en la zona inferior) y una zona central de contenido, que incluye el texto de la instrucción, la imagen representativa y los botones de navegación. Todos estos elementos se han diseñado y seleccionado cuidadosamente para que los usuarios los identifiquen fácilmente y se eviten connotaciones negativas. Así, las barras de sistema son negras indicando que no son elementos puramente interactivos. Por el contrario, los botones de navegación son amarillo (retroceder al paso anterior) y verde (avanzar al paso siguiente) y se les ha incluido una flecha indicando el sentido. Así, los usuarios pueden asociar el color de los botones a la acción. Además, el verde suele indicar algo positivo, bueno, como es avanzar en la secuencia. Mientras que el amarillo tiene unas connotaciones no

tan positivas, lo que les puede hacer sentir que ir hacia el paso anterior no es bueno.

Además de las componentes gráficas, la interfaz cuenta con un mecanismo de conversión de texto a voz de forma que, si así se configura, el sistema lee automáticamente la instrucción al cargar el paso. Así, además de facilitar la infor-

mación por el canal visual, se provee por el canal auditivo de forma alternativa.

3.1.3. Adaptación al usuario

Como se ha dicho anteriormente, las secuencias se pueden adaptar a la evolución del usuario. En la asistencia clásica, la adaptación a la evolución se basa en la reducción del apoyo por parte de los educadores, es decir, cada vez dan menos indicaciones y correcciones. De acuerdo con esto, se ofrece la posibilidad de que una persona de apoyo pueda eliminar los pasos que considere oportunos para un usuario concreto. De esta forma el usuario recibiría cada vez menos ayuda hasta, si fuese posible, el soporte desapareciese completamente.

3.1.4. Adaptación a la tarea

En algunas ocasiones, los pasos que componen el manual deben variar ligeramente para cumplir con los objetivos de la tarea. Para facilitar este proceso, se proponen dos mecanismos: las repeticiones y las ramificaciones.

Las repeticiones permiten variar el número de veces consecutivas que se ha de hacer un paso. Es decir, en lugar de tener que replicar el mismo paso en la definición del manual, se puede especificar el número de repeticiones, o incluso se puede configurar para que se pregunte al usuario durante la ejecución. De esta forma, se permite la adaptación de la secuencia de acuerdo a las necesidades particulares del usuario o la tarea en un momento concreto.

En la Imagen 2 se muestran dos capturas correspondientes al paso “pulsa copiar” de la tarea “hacer fotocopias”. En este caso, el educador ha decidido que esa instrucción se debe repetir un número de veces, que se ha de preguntar al usuario

en tiempo de ejecución. Por lo tanto, llegado el momento, se presentará la pantalla de selección del número de repeticiones (a) y, posteriormente, la pantalla con el paso que se ha de repetir (b). La pantalla de selección se muestra al usuario



Imagen 2. Capturas de pantalla de la selección del número de repeticiones (a) y un paso que se repite (b).

si así se ha configurado a la hora de diseñar la tarea. En la parte superior se ha incluido un texto preguntando al usuario por el número de veces a repetir el paso concreto. Justo debajo se ha incluido una caja de texto con el número de repeticiones a hacer y dos botones (de color azul), uno para incrementar y otro para decrementar. En la parte inferior se encuentra el botón para continuar (verde, con el texto "OK").

Por otro lado, las ramificaciones permiten la variación de la secuencia para proveer un guiado adaptado a las necesidades puntuales del usuario y la tarea. Para ello, el diseñador de la tarea puede especificar que, en un punto concreto, se pregunte al usuario por la opción a tomar, ofreciéndole una serie de posibilidades, que se traducirá en diferentes variantes de la misma tarea. Por ejemplo, a la hora de hacer fotocopias, la tarea es siempre la misma, sin embargo, dependiendo del tipo de copia a realizar (simple, doble cara, cartulina, etc.) la secuencia de instrucciones puede variar ligeramente.

En la Imagen 3 se muestra una captura de pantalla correspondiente a la selección múltiple. En este caso, se corresponde con la tarea “hacer fotocopias”. Como se puede ver en la imagen, se pregunta al usuario por el tipo de copia a realizar y se muestra una lista de opciones posibles (simple, de una cara a doble cara, doble cara, etc.). Una vez el usuario selecciona una de ellas y pulsa avanzar, se muestran las instrucciones concretas para esa opción.

3.1.4. Registro de ejecución

Toda la actividad que se da en el teléfono durante la ejecución de la tarea queda registrada. De este modo, el educador o el familiar puede analizar a posteriori el desempeño del usuario para así valorar su progreso y, por ejemplo, adaptar la secuencia reduciendo la ayuda aportada o detectar los pasos que le pueden resultar más difíciles.

3.2. AssisT-Out

AssisT-Out es el módulo encargado de guiar en los desplazamientos a pie en entornos exteriores. El proceso de asistencia en la navegación se divide en cuatro etapas: definición de destinos, localización del usuario, generación de la ruta y guiado.



Imagen 3. Pantalla de selección de una ramificación.

3.2.1. Definición de los destinos

De nuevo, es tarea de las personas de apoyo gestionar la información de los usuarios a su cargo. En este caso, cada usuario cuenta con una lista de posibles destinos o puntos de interés (PDI) a los que podría dirigirse. Este número es limitado, ya que, las personas con diversidad funcional intelectual no suelen desplazarse a sitios nuevos sin supervisión [21], [22].

Generalmente, se realiza un entrenamiento con un acompañante para asegurarse de la seguridad de la ruta, detectar puntos peligrosos o confusos, etc. Para llevar a cabo esta tarea, se ha desarrollado una herramienta que permite la gestión de los usuarios y sus puntos de interés de una forma gráfica, a través de una página web. Cada uno de los destinos cuenta con un nombre, la localización precisa, un icono que lo representa y una imagen a pie de calle que permita identificarlo.

3.2.2. Localización del usuario

La siguiente etapa consiste en localizar al usuario. Para ello, gracias a la incorporación de sensores GPS en la inmensa mayoría de los *smartphones*, esta tarea resulta realmente sencilla [23]. Además, esta localización es rápida, lo que permite hacer un seguimiento del usuario en tiempo real ("*tracking*").

En complemento al GPS se utiliza el sensor de campo magnético del dispositivo para estimar la orientación del usuario. De esta forma, no sólo se conocerá la posición del usuario, si no hacia donde mira, lo que permite crear sistemas de guiado más precisos y sensibles al usuario.

3.2.3. *Generación de las rutas*

A la hora de calcular la ruta entre dos puntos de un mapa, los sistemas de navegación se apoyan en grafos. Es decir, se modela el entorno como un grafo en el que las aristas representan las calles y los nodos las intersecciones, y se aplican diferentes algoritmos de recorrido dependiendo de las necesidades específicas del cálculo (camino más corto, más rápido, mínimo número de cruces, etc.). Por lo tanto, para poder guiar al usuario hace falta modelar el entorno en el que se moverá. Esta tarea, que es realmente dificultosa por el volumen de espacios a procesar y el tamaño de los mismos, gracias a servicios de cartografía como Google Maps o Microsoft Bing Maps, se hace más sencilla. Los propios servicios ofrecen una API con la que se pueden realizar consultas como, por ejemplo, una ruta entre dos puntos.

Una vez se ha localizado al usuario y se ha seleccionado el destino, resulta extremadamente sencillo consultar a uno de estos servicios por la ruta a seguir. Sin embargo, las instrucciones generadas por estos servicios suelen ser bastante complejas, o incluir referencias a puntos cardinales o nombres de calles. Estudios como [24] o [25] han realizado diferentes análisis sobre el guiado adaptado a personas con necesidades especiales, llegando a la conclusión de la necesidad de adaptar las rutas en cuanto a accesibilidad y dificultad, pero también en cuanto a la forma en la que se dan las instrucciones. Se deben simplificar al máximo y, en la medida de lo posible, mecanizarlas.

De este modo, se propone que la generación de rutas se delegue en servicios de cartografía (Google Maps o Microsoft Bing Maps), pero se han de procesar las instrucciones facilitadas por éstos para adaptarlas a las necesidades cognitivas de los usuarios. Así, se propone dividir la ruta generada en una secuencia de instrucciones atómicas, “continúa recto”, “gira

a la derecha” y “gira a la izquierda”. Esta representación de la ruta resulta realmente sencilla de entender y es fácilmente mecanizable. Sin embargo, necesita de técnicas adicionales para limitar la validez de las instrucciones, es decir, avisar al usuario hasta cuándo se ha de continuar caminando recto o el ángulo de giro. Como se verá en la etapa de guiado, la propuesta es notificar al usuario mediante imágenes de los puntos de decisión y alarmas.

3.2.4. Guiado

La navegación humana requiere que se mantenga la orientación. Para ello, inconscientemente, empleamos la identificación de puntos de referencia y una estimación basada en la propiocepción. Sin embargo, estos mecanismos pueden llevar a imprecisiones que pueden suponer que el usuario se pierda. En este sentido, la tecnología puede aportar mucho gracias al seguimiento continuo que ofrece el GPS. De esta forma, los sistemas de navegación comerciales conocen la posición del usuario continuamente y ofrecen alertas cuando se han de tomar decisiones, giros, etc. Este planteamiento presenta un problema, y es que el usuario delegue totalmente en el sistema y no preste atención al entorno ni a la ruta. Es decir, que se deje llevar. Este hecho, que puede resultar de poca importancia, no lo es en este caso. El sistema debe promover la dualidad asistencia – entrenamiento, es decir, no sólo ayudar al usuario a llegar a su destino sino que debe promover el aprendizaje de las rutas y favorecer la adquisición de destrezas para manejarse en otras como, por ejemplo, la identificación de puntos de referencia.

Con respecto al guiado de personas con diversidad funcional intelectual, como se ha visto en la sección del trabajo relaciona, varios estudios han evaluado las opciones para hacer llegar las instrucciones al usuario: mapas, flechas superpues-

tas, realidad aumentada, fotografías de puntos de referencia, etc. Así como la combinación de estas con notificaciones auditivas. De los estudios se concluye que una de las opciones que mejor funcionó fue la identificación de puntos de referencia mediante imágenes. Por lo tanto, se propone utilizar este método para complementar las instrucciones atómicas. Así, el guiado de Assist-Out se apoya sobre tres bases: instrucciones atómicas, distancia recorrida y reconocimiento de puntos de referencia.

El cálculo de la ruta se delega a servicios de mapas comerciales, sin embargo, las instrucciones recibidas se procesan para generar una secuencia de instrucciones atómicas más sencillas y comprensibles por el usuario. Así, estas instrucciones se limitan a “continúa recto”, “gira a la derecha” y “gira a la izquierda”. El problema de generar instrucciones atómicas a partir de las recibidas por los servicios de cartografía es que, generalmente, las ofrecidas por estos servicios incluyen información adicional para ayudar en la orientación (puntos cardinales y nombres de calles, principalmente). Por lo tanto, las instrucciones sencillas se tienen que ver reforzadas con técnicas adicionales que permitan la identificación de los puntos de decisión. Es decir, los puntos donde se debe realizar un giro. Para ello, además de recibir una instrucción, se le muestra una fotografía con la vista que tendría que tener cuando llegase al punto de decisión. Así las instrucciones atómicas se completarían con “... hasta que veas la vista de la foto”. Estas fotografías extraen del servicio Google StreetView, que provee imágenes a pie de calle de la ubicación que se requiera. De este modo, el cálculo de la ruta y las imágenes necesarias se delega totalmente a servicios de terceros y, por lo tanto, se reduce la carga de la persona de apoyo.

Por ejemplo, en la Imagen 4 se muestra una ruta para ir del punto 1 al 5. Como se aprecia en el diagrama, la ruta se ha dividido en tres puntos de decisión (círculos azules nume-

rados del 2 al 4). En los puntos 2 y 3 se debe realizar un giro, mientras que en el punto 4 se ha de encontrar el destino. Así, la ruta se compondría de las siguientes instrucciones:

- A. Gira hasta encontrar la vista
- B. Continúa recto
- C. Gira a la izquierda
- D. Continúa recto
- E. Gira a la derecha
- F. Continúa recto
- G. Has llegado al destino

Cada una de estas instrucciones iría asociada a las la vista desde los puntos A-G del diagrama. La vista A ofrece una visión desde la localización del usuario, orientada hacia el punto 1. En el caso de las instrucciones B, D y F, se muestra una imagen un poco anterior al punto de decisión y ligeramente

orientada hacia la dirección que deberá girar. En los giros (C y E), la imagen mostrada será desde el punto donde se encuentra el usuario, orientada hacia la dirección que se deberá tomar. Por último, al llegar al destino se mostrará la imagen a pie de calle mostrándolo (G).

El proceso de cálculo y gestión de la ruta es transparente al usuario. La interfaz que se muestra al usuario se ha incluido en la Imagen 5. Como se

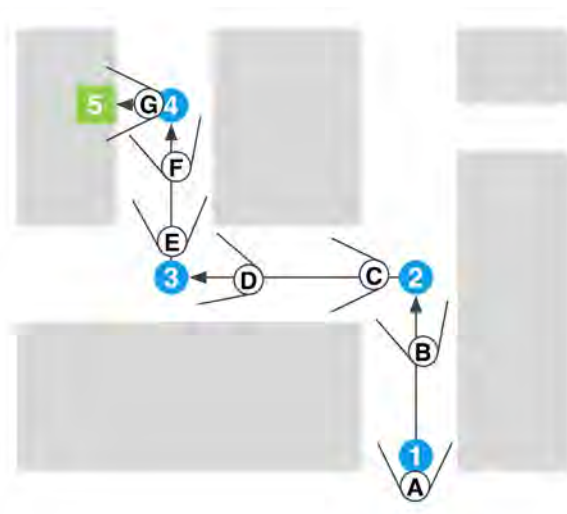


Imagen 4. Ejemplo de división de una ruta en puntos de decisión, instrucciones atómicas y vistas de imágenes a pie de calle.

puede apreciar, comparte la mayor parte de la estética con el resto de módulos del sistema. En la zona superior se encuentra la instrucción ("sigue recto"), en la zona central, y ocupando la mayor parte del espacio, se encuentra la imagen a pie de calle con la vista que debe buscar el usuario y, en la zona inferior de la pantalla, los botones de navegación para avanzar al siguiente paso o retroceder al anterior. En este caso, cabe destacar que los botones son sensibles a la localización del usuario, de forma que el botón avanzar permanece desactivado hasta que el usuario se encuentra cerca del punto de decisión (como es el caso de la imagen). Llegado ese punto, el botón se activa automáticamente, pasando a ser de color verde.

Además, dados los requisitos propios de un sistema de navegación y el peligro que existe en este tipo de actividades, se han incluido una serie de características y elementos especiales:

- Botón de ayuda: en la zona superior se ha incluido un botón rojo con el texto "ayuda" de forma que, en caso de que el usuario lo pulse, se notificará a la persona de apoyo para alertarle sobre la posible situación de peligro y la localización precisa del usuario.
- Barra de navegación: justo debajo de la imagen se ha incluido una barra de navegación que provee la retroalimentación necesaria para poder estimar la

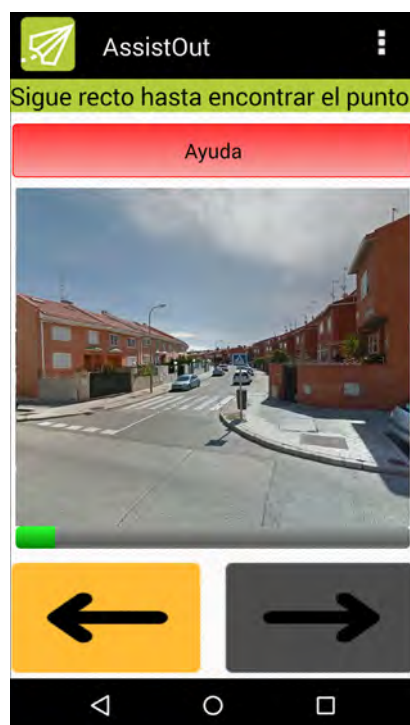


Imagen 5. Captura de pantalla de una instrucción de Assist-Out.

distancia hasta el punto de decisión, si se está caminando en la dirección correcta o si se está realizando el giro bien. En el inicio de cada tramo o giro se encuentra vacía y es de color gris y, conforme el usuario se acerca al punto de decisión o al ángulo de giro apropiado se ve rellenando de color verde.

- Alarmas: cuando el usuario se encuentra cerca del punto de decisión, el teléfono le avisa mediante sonido y vibración para alertarle. De esta forma, se incita al usuario a prestar atención tanto al teléfono como al entorno para tomar la decisión correcta.

3.2.5. Registro

AssisT-Out también registra la interacción que se da en el teléfono (barra de progreso, alarmas, toques de los botones, etc.) de forma que se puede reconstruir el desempeño del usuario. Además de esta información, se registra la localización y orientación del usuario en todo momento. Así, se puede analizar a posteriori la ruta propuesta al usuario y la seguida, y evaluar su progreso.

3.3. AssisT-In

Complementando a AssisT-Out y cerrando el proceso de asistencia integral, se ha diseñado y desarrollado AssisT-In, el módulo encargado de asistir en los desplazamientos en entornos interiores.

La localización en interiores difiere de la de exteriores, principalmente, por el tipo de tecnología empleada. Al necesitar visión directa, el GPS no funciona en entornos cerrados, por lo que se precisan de mecanismos de localización adicionales. En este caso, utilizando las mismas ideas de los módulos anteriores, AssisT-In hace uso de códigos QR como

etiquetas visuales para la localización del usuario por detección directa y fotografías con las vistas de los puntos cercanos para el guiado. Todo ello, a través del teléfono móvil del usuario.

Al igual que en los casos anteriores, el proceso de asistencia se puede dividir en las cuatro etapas: definición de los contenidos (mapas), localización del usuario, guiado y registro.

3.3.1. Definición de los mapas

A la hora de modelar un espacio para navegación se debe tener en cuenta la granularidad de seguimiento que se necesita. Es decir, el nivel de detalle o precisión que requiere el sistema para funcionar correctamente y si esta localización debe ser muy precisa y continuada en el tiempo o puede ser más relajada. En el caso de Assist-In, basta con conocer la localización del usuario dentro de la habitación. El seguimiento, además, no tiene por qué ser estrictamente continuo. De este modo, el entorno se podrá modelar como una serie de habitaciones o ubicaciones y conexiones entre ellas, es decir, como un grafo. Esta aproximación es fácil de implementar y es extremadamente flexible si se combina con el cálculo de las rutas en tiempo de ejecución.

En este sentido, el modelado de espacios mediante grafos es una técnica ampliamente utilizada tanto para espacios interiores como exteriores. Por un lado, se pueden emplear algoritmos matemáticos para el cálculo de rutas, lo que hace que se puedan establecer prioridades o adaptaciones de acuerdo a las necesidades del usuario (ruta más corta, más rápida, etc.) o del contexto (zonas por las que no se pueda pasar puntualmente). Por otro lado resultan sencillos de mantener, ya que basta con añadir o eliminar los nodos o aristas que se deseen de la red y ejecutar de nuevo el algoritmo para obtener nuevas rutas.

AssisT-In se basa en estos grafos para modelar los entornos en los que se despliega. Así, la primera tarea de la persona de soporte será diseñar el espacio como un grafo. A pesar de parecer una tarea compleja para una persona no necesariamente técnica, la metáfora resulta sencilla: cada nodo del grafo es un posible destino y vendrá identificado por un código QR. Y cada arista indica que se puede ir de uno a otro. Así, en una oficina por ejemplo, cada despacho o sala supondría un nodo de la red. Pero no sólo se restringe a espacios delimitados físicamente, un nodo también puede ser un elemento físico, como una fotocopiadora, una salida de emergencia, o una estantería. La única restricción del sistema, debido a la técnica de guiado que emplea, es que exista un camino entre ambos puntos. Esta medida supone que la unión de dos nodos implica visión directa (en el espacio real) entre ambos. Para facilitar este diseño, se pueden establecer nodos en zonas de paso o giros como nodos auxiliares para favorecer esta visión entre los diferentes puntos. Además, las conexiones (aristas) se pueden etiquetar. Así, la persona de soporte puede crear nuevas conexiones entre nodos, incluso saltando la restricción de visión directa, de forma personalizada para un usuario. Esto permite adaptar la ruta en función del avance del usuario, creando así "atajos". Esta personalización también permite establecer rutas alternativas, por ejemplo, evitando las escaleras y haciendo uso de los ascensores en el caso de usuarios con problemas de movilidad, o al revés para usuarios que puedan tener algún tipo de fobia o, simplemente, no le gusten los ascensores.

Por lo tanto, para desplegar el sistema en un entorno bastará con identificar los puntos de interés del usuario (despachos, aulas, habitaciones, etc.) y los puntos auxiliares, generar los códigos QR correspondientes y tomar las fotografías desde un nodo, hacia sus vecinos.

3.3.2. Localización del usuario

Una vez que el usuario escanea un código QR con su teléfono, el sistema le localiza automáticamente ya que, para poder capturarlo, se debe encontrar cerca de la etiqueta.

Este mecanismo de localización resulta realmente barato y sencillo de desplegar y mantener, ya que no requiere de infraestructuras adicionales (como balizas) o baterías, sin embargo presenta una serie de restricciones, como son la falta de localización continua (solo se puede conocer la localización del usuario cuando escanea un código) o la confusión que pueden crear otros códigos del entorno (como los de un cartel publicitario). Este último problema se ha resuelto mediante el almacenamiento de códigos específicos en los QR de forma que, si uno no pertenece al sistema, se puede identificar fácilmente al escanearlo y dar las indicaciones oportunas al usuario.

3.3.3. Guiado

El mecanismo de guiado se basa, como el resto de módulos, en la división de una actividad compleja, como es una ruta, en una secuencia de instrucciones sencillas y el uso de imágenes para ayudar a su comprensión.

Para ello, lo primero que debe hacer el usuario es escanear el código más cercano, para poder localizarle. De esta forma, se le presentarán los posibles destinos (de ese mapa) y, una vez se selecciona el deseado, se calcula la ruta. Gracias al modelado del entorno como un grafo, se puede aplicar el algoritmo de búsqueda en anchura para encontrar la ruta más corta. Así, se presentarán secuencialmente los diferentes códigos que el usuario debe buscar hasta llegar al destino. Además, el algoritmo se ha implementado de forma que, si existe un camino personalizado para un usuario, éste tenga



Imagen 6. Captura de pantalla de la interfaz de AssisT-In.

prioridad, de forma que se sigan las indicaciones facilitadas por la persona de apoyo.

En este caso, la instrucción que se presenta es siempre la misma "busca la pista de la foto" y en la imagen se mostrará la vista desde la localización del usuario hacia la pista a buscar. En la <imagen> se muestra una captura de pantalla de la interfaz. Debajo de la barra de sistema, se encuentra la instrucción y, en la zona central, la imagen. En este caso, la persona de apoyo la ha retocado para destacar la localización exacta del código QR mediante un recuadro rojo. En la zona inferior se encuentran los botones de navegación para avanzar o retroceder en la secuencia.

Cada vez que el usuario escanea un código QR, se le muestra una pantalla de retroalimentación, que le indica de forma textual y mediante pictogramas si lo ha hecho bien, si se ha saltado algún paso, si el código QR no es válido o si ha llegado a su destino

3.3.4. Registro

Al igual que los otros dos módulos, AssisT-In registra y envía a la persona de soporte toda la interacción que se da en el teléfono. Además, de forma similar a AssisT-Out, permite reconstruir la ruta seguida por el usuario para poder analizar en detalle su desempeño.

4. Conclusiones

En este artículo se ha presentado el sistema móvil de asistencia integral AssistT. Gracias al uso de *smartphones* y la división de actividades de tareas complejas en secuencias de instrucciones simples, AssistT ofrece asistencia ubicua para la realización de tareas instrumentales y desplazamientos, tanto en entornos exteriores como interiores, de forma unificada y adaptada a las necesidades particulares de los usuarios.

Para ello, el sistema cuenta con tres módulos: AssistT-Task, AssistT-Out y AssistT-In que, si bien asisten en actividades de la misma naturaleza, comparten una serie de características estéticas y técnicas que hacen que la experiencia del usuario sea única, de forma que el uso de un módulo u otro es muy similar, permitiendo una transición transparente y reduciendo la curva de aprendizaje del sistema.

Además, AssistT ofrece ventajas para las personas de apoyo. Gracias al registro de actividad detallado que se almacena, estas personas pueden estudiar a posteriori el desempeño y avance de los usuarios a su cargo, lo que permite una asistencia no supervisada.

5. Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por los proyectos "e-Training y e-Coaching para la integración socio-laboral" (TIN2013-44586--R) y "eMadrid-CM: Investigación y Desarrollo de Tecnologías Educativas en la Comunidad de Madrid" (S2013/ICE-2715).

6. Referencias

- [1] M. Weiser, "The computer for the 21 st century," *ACM SIGMOBILE mobile computing and communications review*, vol. 3, n. 3, pp. 3-11, 1999.
- [2] I. C. o. t. U. States, *Assistive Technology Act of 1998*, 1998.
- [3] N. Kirsch, S. Levine, M. Fallon-Krueger and L. Jaros, "Focus on clinical research: The microcomputer as an ``orthotic'' device for patients with cognitive deficits.," *The Journal of Head Trauma Rehabilitation*, 1987.
- [4] E. Cole, "Cognitive prosthetics: an overview to a method of treatment," *NeuroRehabilitation*, vol. 12, no. 1, pp. 39-51, 1999.
- [5] M. Bergman, "The essential steps cognitive orthotic," *NeuroRehabilitation*, vol. 18, n. 1, pp. 31-46, 2003.
- [6] E. LoPresti, A. Mihailidis and N. Kirsch, "Assistive technology for cognitive rehabilitation: State of the art," *Neuropsychological Rehabilitation*, vol. 14, no. 1, pp. 5-39, 2004.
- [7] I. M. Fernández, R. G. Ramos, P. C. Caro, C. A. Peñarrubia, C. F. ODonnell and M. C. Pomares, "Neurología y síndrome de Down. Desarrollo y atención temprana," *Revista Española de pediatría*, vol. 68, n. 6, p. 408, 2012.
- [8] M. Dawe, "Desperately seeking simplicity: how young adults with cognitive disabilities and their families adopt assistive technologies," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human Factors in computing systems*, 2006.
- [9] J. Bauchet, S. Giroux, H. Pigot, D. Lussier-Desrochers, Y. Lachapelle and others, "Pervasive assistance in smart homes for people with intellectual disabilities: a case study on meal preparation," *International journal of assistive robotics and mechatronics*, vol. 9, n. 4, pp. 42-54, 2008.
- [10] S. Carmien, "Task support for people with cognitive impairments and their caregivers," *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 14, o. 3, pp. 1-4, 2004.
- [11] F. ONCE, "EcaTIC - Empleo con apoyo TIC," 2015. [Online]. Available: <http://www.ecatic.org>.
- [12] C. Peters, T. Hermann, S. Wachsmuth and J. Hoey, "Automatic Task Assistance for People with Cognitive Disabilities in Brushing Teeth---A

- User Study with the TEBRA System,” *ACM Transactions on Accessible Computing (TACCESS)*, vol. 5, n. 4, p. 10, 2014.
- [13] Y.-J. Chang, L.-D. Chou, F. T.-Y. Wang and S.-F. Chen, “A kinect-based vocational task prompting system for individuals with cognitive impairments,” *Personal and ubiquitous computing*, vol. 17, n. 2, pp. 351-358, 2013.
- [14] A. G. García de Marina, R. M. Carro and P. Haya, “Where should I go?: guiding users with cognitive limitations through mobile devices outdoors,” in *Proceedings of the 13th International Conference on Interaction and Persona-Ordenador*, 2012.
- [15] A. Liu, H. Hile, G. Borriello, P. Brown, M. Harniss, H. Kautz and K. Johnson, “Customizing directions in an automated wayfinding system for individuals with cognitive impairment,” in *Proceedings of the 11th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*, 2009.
- [16] R. Hervás, J. Bravo and J. Fontecha, “An assistive navigation system based on augmented reality and context awareness for people with mild cognitive impairments,” 2014.
- [17] H. Holone, G. Misund and H. Holmstedt, “Users are doing it for themselves: Pedestrian navigation with user generated content,” in *Next Generation Mobile Applications, Services and Technologies, 2007. NG-MAST’07. The 2007 International Conference on*, 2007.
- [18] T. H. Riehle, S. M. Anderson, P. A. Lichter, W. E. Whalen and N. A. Giudice, “Indoor inertial waypoint navigation for the blind,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, 2013.
- [19] Y.-J. Chang, S.-M. Peng, T.-Y. Wang, S.-F. Chen, Y.-R. Chen and H.-C. Chen, “Autonomous indoor wayfinding for individuals with cognitive impairments,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 7, n. 1, p. 45, 2010.
- [20] S.-K. Tsai, “Wader: a novel wayfinding system with deviation recovery for individuals with cognitive impairments,” in *Proceedings of the 9th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*, 2007.

- [21] H. Mengue-Topio, Y. Courbois, E. K. Farran and P. Sockeel, "Route learning and shortcut performance in adults with intellectual disability: a study with virtual environments," *Research in developmental disabilities*, vol. 32, n. 1, pp. 345-352, 2011.
- [22] S. E. Stock, D. K. Davies, M. L. Wehmeyer and Y. Lachapelle, "Emerging new practices in technology to support independent community access for people with intellectual and cognitive disabilities," *NeuroRehabilitation*, vol. 28, n. 3, pp. 261-269, 2011.
- [23] R. Anacleto, L. Figueiredo, P. Novais and A. Almeida, "Providing location everywhere," in *Progress in Artificial Intelligence*, Springer, 2011, pp. 15-28.
- [24] S. Fickas, M. Sohlberg and P.-F. Hung, "Route-following assistance for travelers with cognitive impairments: A comparison of four prompt modes," *International Journal of Human-Computer Studies*, vol. 66, n. 12, pp. 876-888, 2008.
- [25] M. Rispoli, W. Machalicek and R. Lang, "Assistive technology for people with acquired brain injury," in *Assistive Technologies for People with Diverse Abilities*, Springer, 2014, pp. 21-52.

